

GRADO DE INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES



TRABAJO DE FIN DE GRADO

**DESARROLLO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO COMPACTO
PARA UNA GAMMA-CÁMARA PORTÁTIL**

Autora: Ana Crespo Atienza

Tutor: Roberto Herrera Esteban

Director: Juan José Vaquero López

03 de julio de 2017

Título: Desarrollo de un sistema electrónico compacto para una Gamma-Cámara Portátil

Autora: Ana Crespo Atienza

Tutor: Roberto Herrera Esteban

Director: Juan José Vaquero López

EL TRIBUNAL

Presidente: Santiago Velilla Cerdán

Secretario: Antonio Lázaro Blanco

Vocal: Ignacio Rubio Díaz

Realizado el acto de defensa y lectura del Trabajo de Fin de Grado el día 03 de julio de 2017 en Leganés, en la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, acuerda otorgarle la CALIFICACIÓN de:

VOCAL

SECRETARIO

PRESIDENTE

Agradecimientos

Gracias a todas las personas que directa o indirectamente han formado parte de este gran reto personal. Muchas gracias a todos los compañeros, y verdaderos amigos, de la Universidad gracias a los cuales los malos momentos han resultado mucho más dulces; sobre todo a mi querida Palwi, sin la cual no sé qué hubiera hecho.

En especial, me gustaría agradecer la ayuda y confianza depositada por mi tutor, Roberto Herrera, el cual no solo ha resultado ser un gran guía sino también un gran amigo. También, como no podía ser de otra manera, me gustaría agradecer la ayuda recibida por mi anterior tutor, Rigoberto, quien nunca perdió la paciencia.

Sin embargo, este proyecto jamás hubiera sido posible sin la aportación de dos personas muy especiales, mis padres. Muchísimas gracias por haber sabido motivarme para conseguir metas de este calibre, y por la comprensión demostrada en esta última etapa tan dura. Gracias.

“Yo no sé vivir, estoy improvisando”.

Javier Ibarra Ramos

Resumen

En este proyecto se explicará detalladamente como diseñar el sistema de acondicionamiento y conversión de señal para un sistema detector tipo Gamma-Cámara. Para ello es necesario comprender los procesos físicos involucrados en el decaimiento de los isótopos radiactivos que se utilizarán para la elaboración de radiofármacos trazadores.

Además este sistema debe cumplir una serie de especificaciones relativas a las dimensiones máximas que podrá tener la placa de circuito impreso que lo contenga, las cuales vendrán impuestas por una carcasa previamente diseñada para alojar todo el bloque electrónico que controlará la detección de los eventos derivados de los decaimientos. Esta reducción del tamaño del sistema a desarrollar, se orientará a una reducción del número de elementos involucrados en el tratamiento de las señales, lo que dará lugar también a una reducción del coste unitario de cada sistema detector.

Palabras clave: Gamma-Cámara, Medicina Nuclear, tomógrafo, fotomultiplicador, ADC, *Altium Designer*, PCB.

Abstract

In this project it will be thoroughly explained the design of the pre-processing circuitry of a Gamma-camera detector. For this propose it will be necessary to comprehend the physical basics involved in the radioactive decay of the radiative isotopes that will be used for the elaboration of radiopharmaceutical tracers.

Moreover, this system must satisfy a series of specifications according to the maximum size that the printed circuit board should meet. Its dimensions will be given by the pre-designed case that accommodates the complete electronic block which controls the event detection derived from the radioactive isotopes decay. This size reduction of the system to be developed aims to the minimization of the number of components involved in the signal processing. This will also result in the reduction of the price of each detector system.

Keywords: Gamma-camera, Nuclear Medicine, tomograph, photomultiplier, ADC, *Altium Designer*, PCB

ÍNDICE GENERAL

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN	1
1.1 Características del sistema	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Estructura del documento.....	3
FUNDAMENTOS FÍSICOS	5
2.1 Radiación electromagnética	5
2.2 Radiación ionizante	5
2.3 Energía de radiación	6
2.3.1 Rayos gamma.....	7
2.4 Isótopos radiactivos.....	8
2.4.1 Proceso de decaimiento	8
2.4.2 Función de decaimiento	9
2.5 Interacciones entre las partículas emitidas por los radioisótopos y la materia.....	10
2.5.1 Interacciones producidas durante la emisión de positrón	13
2.6 Ejemplos de radioisótopos emisores de rayos gamma	15
2.7 Ciclotrones.....	16
ESTADO DE LA TÉCNICA	19
3.1 Técnicas utilizadas de imagen médica tomográfica	20
3.1.1 Gamma-Cámara	20
3.1.2 Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único	22
3.1.3 Tomografía por Emisión de Positrón	25
3.2 Funcionamiento de los detectores de radiación para imagen tomográfica	27

3.2.1 Bloques centelleadores.....	28
3.2.2 Tubo fotomultiplicador	32
3.2.3 Circuito electrónico de acondicionamiento y tratamiento de la señal	37
3.2.4 Circuito electrónico de adquisición	42
3.3 Componentes encargados de realizar el funcionamiento del sistema	46
3.3.1 Materiales centelleadores	46
3.3.2 Tubos fotomultiplicadores.....	47
3.3.3 Amplificadores operacionales	49
3.3.4 Conversores Analógicos Digitales	50
3.4 Radiofármacos.....	56
3.4.1 Sinterización de radiofármacos	56
3.4.2 Radiofármacos marcados con isótopos emisores de positrón.....	57
3.4.3 Radiofármacos marcados con isótopos de fotón único	58
3.5 Mejoras en la calidad de la imagen	58
3.5.1 Colimador.....	59
DESARROLLO DEL SISTEMA	61
4.1 Análisis de la versión previa	62
4.1.1 Bloques detectores	62
4.1.2 Acondicionamiento de las señales.....	64
4.1.3 Adquisición de datos.....	65
4.1.4 Etapa de conversión.....	67
4.1.5 Estructura y disposición de los componentes	68
4.2 Propuestas de mejora y modificaciones	69
4.2.1 Amplificadores	70
4.2.2 Envío de señales en formato serie.....	71
4.2.3 Cristales centelleadores	73
4.2.4 Alimentaciones	74
4.2.5 Sincronización de las señales.....	74
4.2.6 Sistema de control	75
4.3 Consideraciones físicas.....	76
4.3.1 Características geométricas de la PCB.....	77
4.3.2 Características de diseño de la PCB	78

4.3.3 Formato de componentes	79
4.3.4 Clase de diseño de la PCB	80
4.3.5 Disposición de los conectores.....	81
4.4 Desarrollo	82
4.4.1 Software de desarrollo.....	82
4.4.2 Diseño del esquema del circuito.....	84
4.4.3 Elección y asociación de huellas a los componentes.....	90
4.4.4 Generación de la lista de conexiones	90
4.4.5 Configuración a las reglas de diseño	91
4.4.6 Ubicación de todos los elementos.....	91
4.4.7 Trazado de las pistas y planos de masa	93
4.4.8 Resultado final	95
4.4.9 Generación de los ficheros de fabricación	98
CONCLUSIONES	99
5.1 Análisis de los objetivos planteados.....	99
5.1.1 Comprensión de los procesos físicos involucrados	99
5.1.2 Análisis del sistema previo.....	100
5.1.3 Selección de componentes	100
5.1.4 Diseño compacto del circuito electrónico	100
5.1.5 Requerimientos de fabricación.....	101
5.1.6 Generación de los documentos para la fabricación de la placa	101
5.2 Líneas de trabajos futuros	101
BIBLIOGRAFÍA	103

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de imagen médica en estudios *in vivo* suponen un gran avance para la medicina moderna y una gran herramienta para el personal sanitario, ya que se pueden hacer diagnósticos y tratamientos más exactos al disponer de mayor información del paciente. Existen una amplia variedad de equipamiento médico que puede realizar imagen del interior de un organismo vivo, aunque en el presente documento se profundizará en los dispositivos que utilizan la radiación gamma para obtener dicha imagen.

A lo largo de este texto, se tratarán de explicar los detalles de funcionamiento de este sistema, alguno de sus puntos clave y como adaptarlo para que sea plenamente funcional en un equipo de imagen médica. Más concretamente, este proyecto está orientado a desarrollar un nuevo modelo compacto de acondicionamiento y conversión de datos para sistemas tomográficos propuesto por el Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad Carlos III de Madrid, en colaboración con el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital Universitario Gregorio Marañón.

1.1 Características del sistema

Para este proyecto se pretende diseñar e implementar un sistema de acondicionamiento y conversión de la señal para un sistema detector de radiación gamma denominado Gamma-Cámara. Para ello, el sistema deberá cumplir una serie de especificaciones en lo referente a su funcionalidad y geometría. El desarrollo previo de la carcasa donde irá ubicado el sistema electrónico del detector define las dimensiones geométricas a las cuales el sistema debe adaptarse.

El prototipo diseñado corresponde a un detector tipo Gamma-Cámara, que es un tipo de dispositivo compacto que permite obtener imagen del interior de una paciente. Debe tenerse en cuenta que los futuros usos de este sistema detector irán orientados a estudios clínicos con pacientes humanos y estudios preclínicos realizados en pequeños animales, los cuales se llevarán a cabo por el personal sanitario especializado así como por equipos de investigadores.

De esta manera, la estructura en la cual se integra este sistema, el brazo de gravedad cero, pretende facilitar el posicionamiento del detector, evitando la necesidad de utilizar equipos de grandes proporciones y sistemas de control de la posición más complicados. Debido, precisamente, a las características de la estructura en la que irá emplazado el prototipo detector, nace la necesidad de reducir el tamaño, y por tanto el peso, de los sistemas que lo conforman, con el objetivo de conseguir un sistema detector más ligero y más sencillo de manipular. Además de su posible colocación en el brazo de gravedad cero, el dispositivo podría ser dispuesto junto a otros dispositivos iguales en una estructura más compleja para crear un sistema tomográfico con imagen tridimensional.

1.2 Objetivos

El objetivo de este proyecto es diseñar una placa electrónica para el acondicionamiento y conversión de las señales de un detector Gamma-Cámara el cual irá emplazado en un brazo de gravedad cero. Para poder llevar a cabo el cumplimiento de los objetivos técnicos del proyecto, primeramente deberá hacerse un estudio del funcionamiento de este tipo de detectores. Para un buen razonamiento de los requerimientos del sistema, resulta imprescindible la comprensión de los procesos físicos implícitos en la radiación gamma; gracias a esto podrá llegarse a una conclusión sobre el tipo de señales con las que trabajará el sistema, las cuales determinarán los subsiguientes diseños de la etapa electrónica.

Una vez se ha llegado a la comprensión de los procesos físicos implicados en la generación de las señales a detectar, deberá llevarse a cabo el diseño integral tanto del conjunto de esquemas electrónicos que describen el circuito que se pretende implementar, así como la placa de circuito integrado que recoja los circuitos realizados en los esquemas. Para poder realizar estos diseños, previamente deberá llevarse a cabo la elección razonada de los componentes electrónicos que intervendrán en los procesos necesarios para el acondicionamiento y conversión de las señales que se pretenden tratar.

Esta elección de componentes que se acaba de comentar, puede llegar a resultar un tanto tediosa debido a la amplia variedad de componentes disponibles en el mercado, además de las limitaciones derivadas de los requerimientos específicos asociados a equipos electrónicos complejos, como es el caso de los detectores de radiación gamma.

Además, todas las características de este sistema electrónico, desde la elección de componentes hasta el diseño del circuito integrado, estarán orientadas a la obtención de un sistema detector versátil y adaptable a futuros requerimientos de los sistemas en los que se integre. Dado que existe una gran variedad de sistemas tomográficos, todos basados en detectores de radiación gamma, el diseño del sistema contemplará las posibles futuras adaptaciones del detector, de manera que pueda ser utilizado tanto en detectores posicionados en brazos de gravedad cero de distintos tipos de radiofármacos, así como en equipos de control de sistemas tomográficos más complejos, como pueden ser aquellos formados a base de anillos giratorios.

Recopilando lo dicho hasta ahora, los principales puntos que servirán de guía para el presente trabajo se listan a continuación.

- Comprensión de los procesos físicos implicados en la detección de radiación gamma mediante sistemas tomográficos orientados a las aplicaciones preclínicas de investigación con pequeños animales.
- Comprensión del funcionamiento del conjunto electrónico utilizado en detectores de radiación tipo Gamma-Cámara; en especial, de la etapa electrónica encargada del acondicionamiento y conversión de datos.
- Elección minuciosa de los componentes electrónicos involucrados en el funcionamiento de la etapa de acondicionamiento y conversión de datos. Esta elección debe estar motivada por la necesidad de una reducción de tamaño de la etapa electrónica en desarrollo.
- Diseño de un circuito electrónico compacto que cumpla las características técnicas y funcionales de las que requiere el sistema de detección para el acondicionamiento y conversión de las señales.
- Determinar los requerimientos necesarios relativos al diseño y fabricación de la placa de circuito integrado.
- Elección del formato físico de cada uno de los componentes electrónicos escogidos para minimizar el espacio usado sin afectar a la fabricabilidad.
- Dimensionar los límites geométricos de la placa de circuito integrado y disposición de los componentes electrónicos en las superficies de las mismas.
- Generación los documentos que permitan la fabricación del circuito impreso y su montaje, así como la generación de un modelo tridimensional para asistir en futuras etapas de diseño.

1.3 Estructura del documento

Este proyecto se estructura en diferentes capítulos. A continuación se muestran estos capítulos y cuál es el contenido de cada uno de ellos.

- **Introducción.** En este primer capítulo se pueden hacer un breve resumen del contenido del proyecto, así como la presentación de los objetivos del proyecto y la estructura del documento

- **Fundamentos físicos.** En el segundo capítulo se describirán los procesos físicos que permiten la detección de radioisótopos mediante detectores de radiación gamma.
- **Estado de la técnica.** Se muestran en el capítulo número tres las diferentes alternativas y soluciones comerciales relativas a este proyecto o a cualquier elemento involucrado.
- **Desarrollo del sistema.** A lo largo del cuarto capítulo se detallará en análisis del sistema que se parte además de explicar cuál es la motivación y el desarrollo de la mejora propuesta.
- **Conclusiones.** En el quinto y último capítulo se pueden ver los resultados de los sistemas desarrollados en los capítulos anteriores. Además se exponen los posibles trabajos futuros que podría plantear este proyecto.

Además de lo que se puede ver en los capítulos anteriores, se adjuntan varios apéndices en los que se añade más información del proyecto.

- **Bibliografía.** En este apartado se detallan las referencias mencionadas a lo largo de todo el proyecto.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS FÍSICOS

Con el objetivo de facilitar y aclarar la comprensión de los procesos físicos involucrados en las técnicas empleadas para el cumplimiento de los objetivos del presente proyecto; a lo largo de este capítulo se explicarán los fundamentos físicos que rigen dichos procesos, desde el punto de vista microscópico hasta el macroscópico. Es decir, se analizará desde los tipos de partículas (características, evolución...) involucradas en los procesos que tienen lugar; hasta las repercusiones globales consecuentes en el sistema que se está desarrollando.

2.1 Radiación electromagnética

La radiación electromagnética puede ser considerada como una forma de energía, consistente en campos electromagnéticos que se propagan mediante ondas, transportando cantidades discretas (cuantos o corpúsculos) de energía. La dirección de las vibraciones de sus ondas es perpendicular a la de propagación de la misma, clasificándose así entre las denominadas ondas transversales.

El comportamiento de las radiaciones electromagnéticas depende de su longitud de onda, de los átomos, moléculas y partículas subatómicas puntuales con las que interactúa, y de la cantidad de energía que dicha radiación lleve en ese momento. De manera que, la radiación electromagnética, no podrá ser detectada si esta interacción no tiene lugar, es decir, desde el punto de vista de la aplicación que se desarrolla en este proyecto, los conceptos de radiación y materia son inseparables. La desintegración espontánea de los átomos se denomina radiactividad, y la energía excedente emitida es una forma de radiación ionizante.

2.2 Radiación ionizante

La radiación ionizante proviene de los radionúclidos, que son los elementos inestables que se desintegran y emiten la radiación ionizante. Es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas (rayos gamma o rayos X) o partículas (alfa y beta o neutrones), que son capaces de arrancar electrones y/o partículas subatómicas de la

materia con la que interactúan. De esta manera, podemos diferenciar dos tipos de radiación ionizante.

- Radiación ionizante directa

Este tipo de radiación comprende las partículas cargadas como son los electrones, protones, partículas alfa y beta, y los iones pesados; siendo las más importantes, las partículas alfa y beta, estas últimas alcanzan penetraciones considerables [1].

La energía se deposita en la materia en un único paso, mediante la interacción de Coulomb entre la partícula ionizante y los electrones orbitales de los átomos de la materia con la que interactúa.

- Radiación ionizante indirecta

Las partículas que emiten este tipo de radiación serán partículas con carga neutra, como son los fotones de rayos X y rayos gamma, así como los neutrones. En este tipo de radiación, la energía se deposita en dos pasos.

En el primer paso, como resultado de la interacción, concepto desarrollado más ampliamente en el apartado 2. 5, de una partícula neutra con la materia, se libera una partícula cargada. Estas partículas cargadas emitidas pueden ser fotones, electrones o pares de electrones/positrones, neutrones, protones, o bien iones más pesados. En el segundo paso, la partícula liberada interactúa con los electrones orbitales de la materia.

2.3 Energía de radiación

La unidad tradicional de la energía de radiación es el *electrón voltio* (eV), definido como la energía cinética recibida por un electrón mediante su aceleración con un voltio de diferencia de potencial. El equivalente en el SI será el *Julio* (J), de manera que $1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Julios}$.

Los fotones, los cuales se suponen como paquetes discretos que actúan como partículas formando la radiación electromagnética ionizante, poseen una energía E que dependerá exclusivamente de la frecuencia ν de la radiación. E se define como:

$$E = h \cdot \nu \quad [1]$$

Donde h corresponde a la *constante de Plank* ($4,135 \cdot 10^{-15} \text{ eV}$). De esta manera se puede deducir que cuanto mayor sea el valor de frecuencia que tengan los fotones, en el caso de la radiación ionizante, mayor energía tendrán. Los fotones, pues, se categorizarán en función de la frecuencia a la cual viaje, y, por tanto, en función de la energía que porten. En la figura 2.1 se facilita una ilustración que representa los tipos distintos tipos de ondas electromagnéticas existentes en el universo, cuyo conjunto compone lo que se denomina como *espectro electromagnético*.

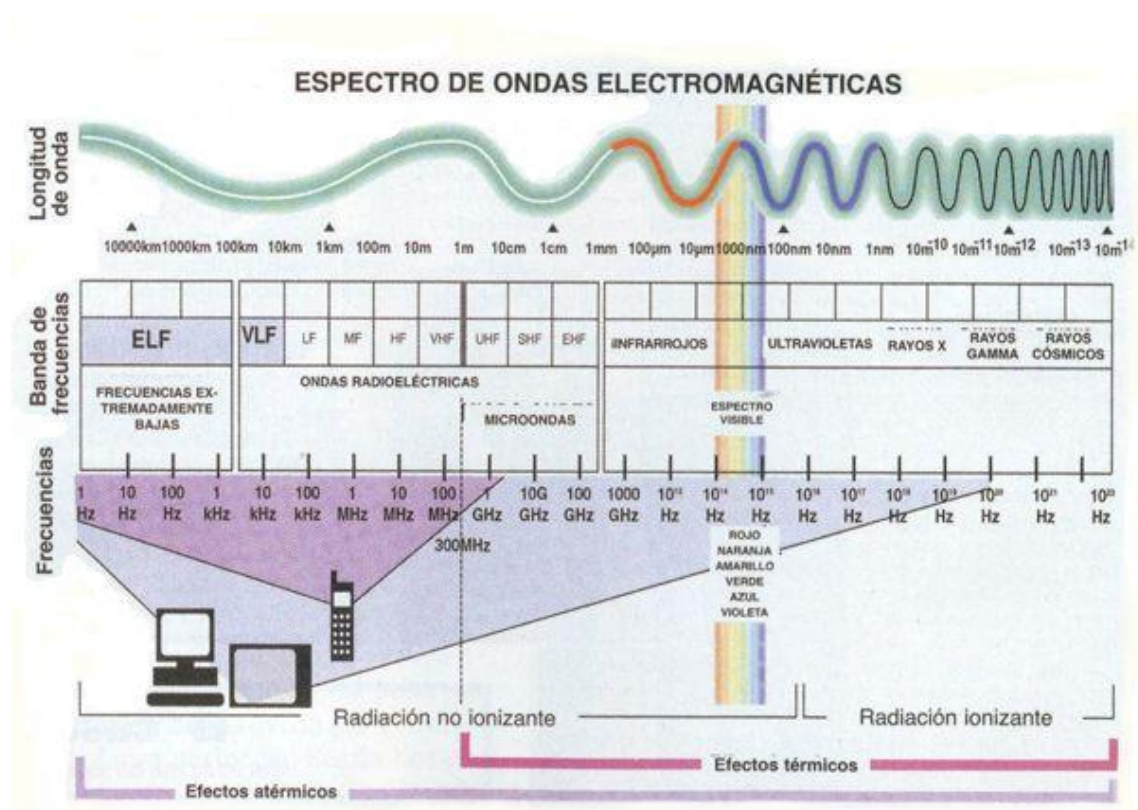


Figura 2. 1 Diagrama de longitud de onda y frecuencia de las ondas electromagnéticas que constituyen el espectro electromagnético.

Como puede observarse, los fotones, albergados en el marco de radiación ionizante, se subdividen en cuatro grandes tipos, en función de su frecuencia, y por tanto energía, portada. Estos cuatro grupos serán los rayos ultravioletas, los rayos X, rayos gamma y rayos cósmicos. Siendo estos últimos los que transportan más energía de todo el espectro electromagnético.

Los rayos ultravioletas y los rayos X también son ondas de elevada frecuencia; sin embargo, su valor no es suficiente para las aplicaciones en desarrollo, pues se requerirá de rangos de energía que sólo alcanzamos con el uso de rayos gamma.

2.3.1 Rayos gamma

La radiación gamma es el segundo tipo de radiación electromagnética de mayor frecuencia y energía del espectro electromagnético, como se puede apreciar en la figura 2.1. Este tipo de radiación está producida generalmente por elementos radiactivos o procesos subatómicos. Debido a su alta energía, constituye un tipo de radiación ionizante capaz de penetrar profundamente en la materia.

2.4 Isótopos radiactivos

Antes de profundizar en este concepto, es necesario definir qué son los isótopos [2]. Para ello, primero se debe recordar que, a partir del número atómico (Z , número de protones en el núcleo) y el número másico (A , cantidad absoluta de protones y neutrones) se definen las distintas especies atómicas.

Los isótopos se dividen en dos grandes grupos: estables e inestables o radiactivos. Los isótopos estables son aquellos cuya configuración atómica, su relación de protones y neutrones, no provoca cambios en el núcleo debido a que las fuerzas que interactúan producen una configuración con una energía baja y en equilibrio. Los inestables o radiactivos, por el contrario, no presentan una configuración adecuada, por lo que sufrirán distintos procesos de transformación, en función del desajuste que presenten, hacia configuraciones más estables. Tres de los ajustes que se verán son el exceso de neutrones, el exceso de protones y núcleos excesivamente pesados (muchos protones y neutrones).

En función de este desajuste los isótopos sufrirán distintos tipos de decaimiento hacia configuraciones más estables, y podrán ser categorizados en función de la manera en que lo hagan. El siguiente apartado describe el concepto de *proceso de decaimiento*.

2.4.1 Proceso de decaimiento

Los núcleos de los átomos están compuestos por protones y neutrones, que se mantienen unidos por la que se denomina como fuerza nuclear fuerte. Algunos núcleos tienen una combinación de protones y neutrones que conducen a una configuración inestable. Este tipo de núcleos (excitados o inestables) tienden a la configuración estable emitiendo, durante ese proceso, ciertas partículas. Este proceso es lo que se conoce como *proceso de decaimiento* [2].

Cuando un núcleo inicialmente excitado, denominado padre, emite energía en forma de fotones o partículas elementales; se convertirá en otro de núcleo igual, llamado hijo, pero con un estado de energía inferior. Esto es lo que ocurre en los decaimientos por emisión de rayos γ , los cuales se diferencian en función de las partículas emitidas y sus respectivos modos de interaccionar con la materia. Por otra parte, el paso de un nivel de energía a otro también puede dar lugar a un núcleo enteramente nuevo, como sucede en los decaimientos de los procesos radioactivos que emiten partículas α o β .

Para este proyecto, sin embargo, los decaimientos que resultan de interés son aquellos que, partiendo de un núcleo padre inestable se obtiene emisión de rayos gamma, es decir, núcleos iguales pero con niveles de energía inferiores. El resultado de éste decaimiento puede dar lugar a la emisión de distintos tipos de partículas, de esta manera diferenciamos los decaimientos en función del tipo de partícula emitida.

- Decaimiento por emisión de positrón

En este tipo de isótopos radiactivos, la inestabilidad del núcleo viene determinada por un exceso de protones en el mismo. El proceso de decaimiento será el resultado de la conversión de un protón que dará lugar a un neutrón y a un positrón, el cual saldrá despedido del núcleo. Es decir, el número atómico del isótopo disminuye, pero el número másico permanece constante.

- Decaimiento por emisión de fotón único

El decaimiento de los radioisótopos emisores de fotón único, se produce mediante la emisión de radiación gamma, es decir, radiación indirecta; como ya se ha comentado, el tipo de radiación y/o partículas emitidas por cada isótopo depende de su núcleo. Existen varios tipos de decaimiento, y nos centraremos en aquellos que no den lugar a la emisión de otro tipo de partículas, como pueden ser las β^- .

- Transición isomérica (IT)

El decaimiento por transición isomérica se produce dentro de un átomo donde el núcleo se encuentra en un estado *metaestable*¹; es decir, débilmente estable como, por ejemplo, tras la emisión de una partícula α o β^- .

La energía extra del núcleo es liberada mediante la emisión de un rayo gamma (fotón), es decir, mediante radiación indirecta; de manera que el núcleo decae a un nivel de energía inferior. Dado que el decaimiento puede producirse a distintos valores de frecuencia, en función de éste valor de frecuencia el decaimiento dará lugar a núcleo que también será inestable o, núcleos que ya se encuentren en su estado estable. Todo este proceso se producirá sin cambios en el número atómico del átomo en cuestión.

- Captura de electrón (EC) y posterior emisión de radiación γ

Ocurre cuando un electrón orbital es atraído por el núcleo y se combina con un protón del mismo, emitiendo radiación directa y dando como resultado un neutrón. Como resultado de parte de la energía de transición, se emite un neutrino, que dará lugar a un núcleo metaestable o excitado que, posteriormente, emitirá rayos gamma en forma de radiación indirecta.

2.4.2 Función de decaimiento

Independientemente del tipo de partícula emitida, todos los decaimientos nucleares siguen la misma ley exponencial decreciente, representada en la figura 2.2, y enunciada a

¹ Los estados *metaestables* son estados inestables pero cuya vida es relativamente larga

continuación; en la cual N_0 equivale al número de núcleos padres iniciales y N el número de núcleos padres inestables que quedan después de un tiempo τ determinado.

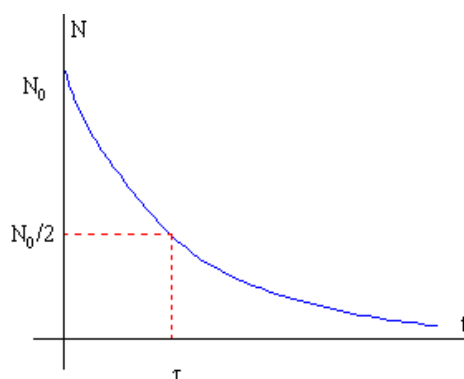


Figura 2. 2 Curva de decaimiento para isótopos radioactivos.

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

La *constante de desintegración* λ es una característica intrínseca de la sustancia radiactiva. Está relacionada con la *vida media* de la misma, que marcará la rapidez de decaimiento, y es definida como el intervalo fijo de tiempo durante el cual el número de núcleos iniciales se reduce la mitad. Al sustituir N por $\frac{N_0}{2}$ se obtiene la siguiente fórmula que describe τ . A su derecha, también se definirá fórmula que define la *actividad*, número de átomos que se desintegran por unidad de tiempo.

$$\tau = \frac{\log 2}{\lambda} \quad (1) \quad \frac{dN}{dt} = -\lambda N \text{ [Ci]}^2$$

2.5 Interacciones entre las partículas emitidas por los radioisótopos y la materia

Si se comparan los fotones de luz dentro del espectro visible con la radiación gamma, esta última tiene una longitud de onda considerablemente más corta, es decir, más frecuencia y muchísima más energía [1], como se describe y cuantifica en la figura 2.1.

Por regla general, todos los elementos que emiten radiación tienen lo que se denomina fotopico de emisión, rango de energía en el cual emitirá más partículas o rayos. En la figura 2.3 podemos ver los fotopicos (y sus valores) del Tecnecio-99 y del Cromo-51. El fotopico emitido por los elementos reportará muchos datos acerca del decaimiento, como pueden ser el valor de la energía emitida por las partículas, y la duración del proceso.

² Desde el punto de vista histórico, la medida de actividad tenía como unidad básica el *Curio* (Ci) definido como $3,7 \cdot 10^{10}$ desintegraciones/segundo. Sin embargo, su equivalente en SI es el *Bequerelio*, que marcará 1 desintegración/segundo.

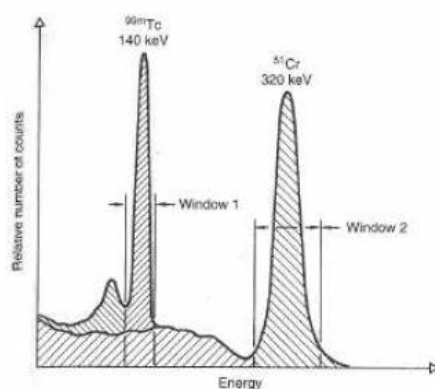


Figura 2. 3 Ejemplos de fotopicos de emisión de materiales radioactivos.

Existen muchas maneras en que los rayos gamma y la materia pueden interactuar; de todas ellas, únicamente tres nos atañen para el presente proyecto, y su importancia radica en los procesos de transferencia total o parcial de la energía de los rayos gamma [2].

1. Absorción fotoeléctrica

Es el proceso predominante en rayos gamma de energía relativamente baja.

Ocurre cuando un átomo absorbe toda la energía del fotón incidente, produciéndose la desaparición de éste último. De esta manera, a partir de alguno de los electrones del átomo, y gracias a la energía proveniente del fotón, obtendremos un fotoelectrón³, cuya energía cinética dependerá de las energías correspondientes del fotón y el electrón que participan en el proceso de aniquilación, según la ecuación que sigue.

$$E_{e-} = E_{\gamma} - E_b$$

Donde E_{γ} corresponde a la energía del fotón incidente y sigue la ecuación $E_{\gamma} = h \cdot \nu$; y E_b es la energía inicial del electrón a partir del cual se generó el fotoelectrón.

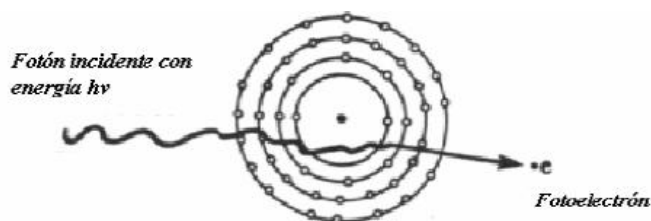


Figura 2. 4 Efecto de Absorción fotoeléctrica.

³ Electrón que es resultado del efecto fotoeléctrico producido al interaccionar las radiaciones electromagnéticas con la materia

Para rayos gamma de baja energía, el fotoelectrón portará la mayor parte de la energía inicial del fotón originario (E_γ). Este tipo de interacción ocurrirá entre el fotón y el átomo en conjunto, no pudiendo producirse con electrones libres.

2. Producción de pares

Lo primero, hay que tener en cuenta que existe una condición para que la interacción por producción de pares sea posible. Esta condición, se enuncia en la expresión que se muestra a continuación; para la cual, m_e corresponde a la energía en reposo del electrón sobre el que incide el rayo gamma.

$$E_\gamma \geq 2 \cdot m_e \cdot c^2 (\approx 1,02 \text{ MeV})$$

La probabilidad de que ocurra este tipo de interacción es muy baja, ya que sólo será posible en rangos de energía elevados. En este caso, el fotón es completamente sustituido por un par electrón-positrón⁴, y la energía sobrante del mismo se reparte equitativamente entre los dos elementos resultantes. Posteriormente, la energía cinética del positrón irá disminuyendo hasta que se aniquile con un electrón, dando lugar a dos fotones gamma de 0,511 MeV, cada uno. Este concepto se muestra en la figura 2.5.

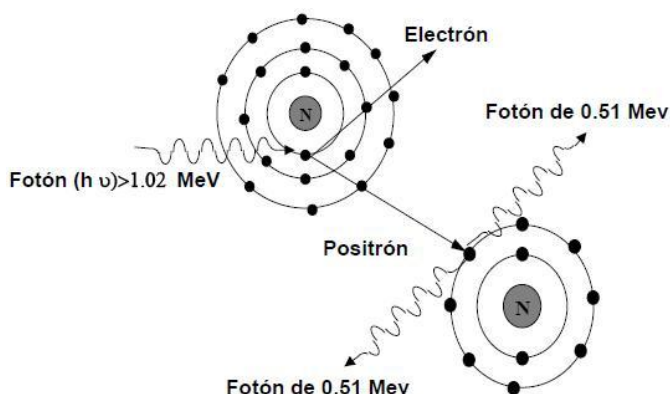


Figura 2. 5 Efecto de producción de pares.

3. Dispersión Compton

La *dispersión Compton* es un tipo de interacción que se da entre un rayo gamma incidente y un electrón libre de la materia que lo recibe. Es el más extendido dentro de los rayos gamma obtenidos a partir de radioisótopos. En este caso, el fotón sufre una reflexión θ , respecto a su trayectoria inicial, en el instante en el que transfiere parte de su energía al electrón, el cual se supone que estaba en reposo.

⁴ Un positrón (o partícula β^+) es la antipartícula del electrón, de características similares pero cuya carga es positiva.

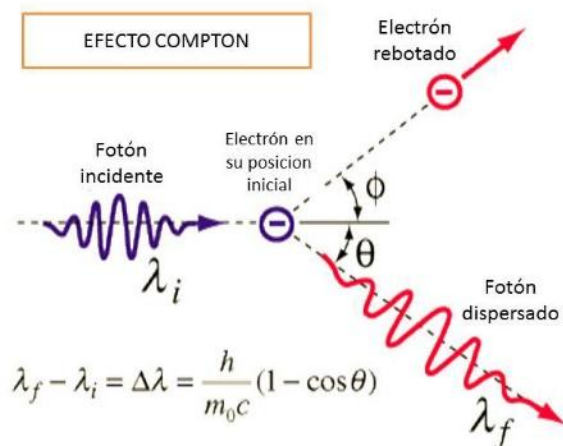


Figura 2. 6 Efecto de la dispersión Compton.

La probabilidad de que ocurra este fenómeno depende del número de posibles *electrones objetivo*, es decir, aumentará en materiales con elevado número atómico. La energía transferida se obtiene a partir de las ecuaciones de conservación y momento de la energía; dependerá del ángulo θ , en un rango que irá entre:

- $h\nu'|_{\theta=0} = 0$
- $h\nu'|_{\theta=\pi} = h \cdot \nu \cdot (1 + \frac{2 \cdot h \cdot \nu}{m_e \cdot c^2})$

2.5.1 Interacciones producidas durante la emisión de positrón

En el trayecto del positrón emitido, cuando éste se encuentra con un electrón de la materia que lo rodea, y se produce una interacción de los mismos, se produce lo que se denomina como *reacción de aniquilación* [2], entre ambos. Esta interacción se encasilla en el tipo que da como resultado una producción de pares, es decir, dará lugar dos fotones gamma, nutridos de la masa del electrón y positrón aniquilados. La energía de este proceso se define mediante la ecuación de Einstein, cuya fórmula se enuncia a continuación.

$$E = m \cdot c^2$$

Por otro lado, las leyes de conservación del momento y la energía, predecirán (de manera teórica) la dirección y energía de los fotones: viajarán en la misma dirección y sentidos opuestos, con una energía de 511 keV. Todo este proceso se ilustra en la figura 2.7.

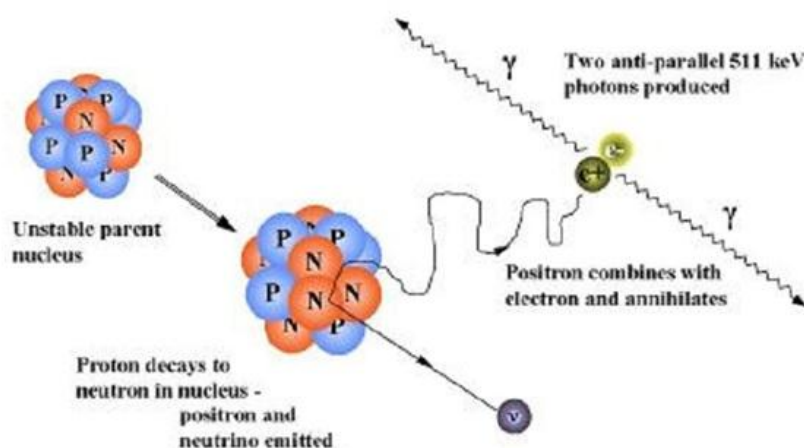


Figura 2. 7 Interacciones producidas por la emisión de positrón.

La línea que define la trayectoria de los fotones es conocida como línea de respuesta o *LOR*⁵. Su determinación es vital en aquellas aplicaciones que utilizan este tipo de isótopos, pues aporta información del punto donde se produjo la aniquilación. Para ubicarla será necesario conocer dos parámetros importantes que son el rango del positrón y la no colinealidad de los rayos gamma.

- Rango del positrón

La generación de los rayos gamma no se produce exactamente en el punto donde el núcleo se desintegra; sino que, previamente a la interacción con un electrón, el positrón sufre un desplazamiento, denominado rango del positrón y acotado en la figura 2.8, durante el cual irá perdiendo energía.

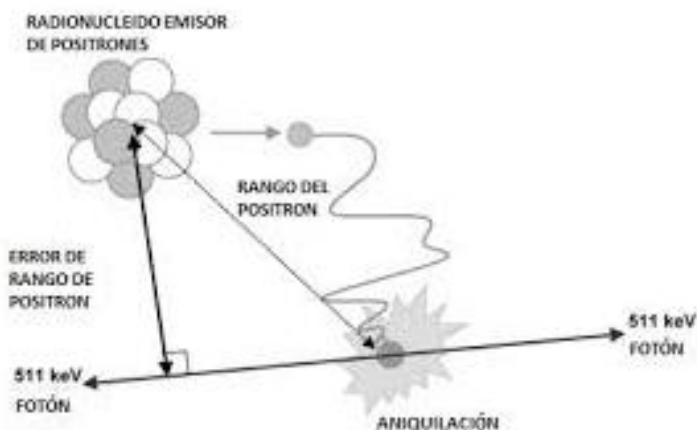


Figura 2. 8 Diagramas del rango del positrón.

La probabilidad de interacción y, a su vez, la distancia recorrida por el positrón, dependen de la densidad electrónica de la materia en la que se esté, ya que interactuará con los electrones con fuerzas eléctricas haciendo que el positrón

⁵ Line Of Response

pierda energía cinética en sucesivos pasos, y también dependerá de la máxima energía del positrón.

- No colinealidad de los rayos gamma

Para que la aniquilación del par positrón-electrón pueda producirse, deben cumplirse las leyes de conservación de momento y energía. El ángulo con el que los dos rayos gamma son emitidos depende de la energía cinética total de ambas partículas, que como se ha comentado, deberá conservarse durante todo el proceso.

Como se ha explicado durante la descripción del rango del positrón, el positrón sufre un desplazamiento durante el cual pierde energía; este hecho, puede conllevar que las trayectorias no estén perfectamente alineadas, como se esquematiza en la figura 2.9.

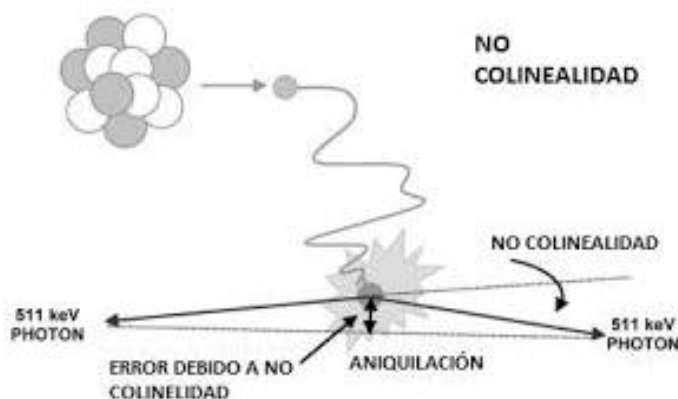


Figura 2. 9 Diagrama de no colinealidad de los rayos gamma.

2.6 Ejemplos de radioisótopos emisores de rayos gamma

Isótopos emisores de positrón

En la siguiente tabla se muestran distintos isótopos radiactivos que presentan más protones de los que su núcleo puede albergar, y, por tanto, sufrirán decaimientos por emisión de positrón. En la tabla 2.1 se cuantifican algunas de sus características más importantes que tendrán que tenerse en cuenta en las aplicaciones que se desarrollarán posteriormente.

Isótopo	Vida media (min.)	Rango máximo (mm)	Rango medio (mm)	Energía de emisión (keV)
¹⁸ F	109.8	2.4	0.35	635
¹¹ C	20.4	5.0	0.56	960
¹³ N	9.96	5.4	0.72	1190
¹⁵ O	2.07	8.2	1.1	1720
⁶⁸ Ga	68.3	9.1	1.1	1900

Tabla 2.1 Isótopos de emisores de positrón [3].

Isótopos emisores de fotón único

Al igual que en el caso de los isótopos emisores de positrón, un factor muy importante a la hora de determinar la validez de un isótopo para las aplicaciones que se plantean, es su vida media. Se facilita la tabla de la figura 2.10, se describen las características más importantes, para los propósitos de este proyecto, de distintos isótopos emisores de fotón único. Cabe mencionar que estos isótopos sufren distintos tipos de decaimiento y, por ejemplo, el isótopo ^{99m}Tc sufrirá decaimiento por transición isomérica.

RADIO-ISÓTOPO	EMISIÓN ENERGÍA (KeV)	VIDA MEDIA (HRS)	MODO DECAIMIENTO	ESTUDIOS MÁS COMUNES	RADIOFÁRMACO
^{67}Ga	39	78	EC, γ	Diagnóstico de tejidos tumorales e infecciones.	^{67}Ga -citrato
^{201}Tl	30-140	73	EC, γ	Estudios de corazón.	^{201}Tl (en forma de cloruro de Talio)
^{123}I	159	13	EC, γ	Dolencias de tiroides, cáncer, patologías neurodegenerativas.	^{123}I yoduro sódico. Yodometil-19-norcolesterol.
^{99m}Tc	140	6	IT	Riñón, cerebro. Angiografías con radionúclidos. Pulmón. Huesos. Hígado, función biliar. Función renal. Perfusión cerebral. Perfusión cardíaca. Estudio de lesión cardíaca.	^{99m}Tc -pretecnetato sódico. DTPA (Sn)-Tc. Seroalbúmina humana con Tc. Microesferas de Tc (albúmina humana). Polifosfonatos, disfosfonatos o pirofosfatos de Tc. HIDA. MAG 3. HMPAO.
^{111}In	171-245	67	EC, γ	Estudio de las células tumorales.	Octeotrido de ^{111}In .

Tabla 2.2 Diferentes elementos radiactivos junto a sus características radiológicas [2].

2.7 Ciclotrones

Se conoce como ciclotrón a la máquina con la cual se obtienen los isótopos. Fue desarrollado en 1934 por E.O. Lawrence y M.S. Livingstone, con la finalidad de acelerar partículas subatómicas elementales, con el objetivo de proporcionarles gran cantidad de energía cinética.

Para el funcionamiento del mismo, partimos de partículas cargadas en el interior de un campo magnético uniforme. En estas condiciones, el periodo de movimiento de las partículas (tiempo que tarda cada una en realizar una vuelta completa) es independiente de la velocidad de las mismas.

Estas partículas se introducen en recipientes metálicos con la forma de la letra *D*, los cuales están dentro de una cámara de vacío, que se encuentra dentro de un campo magnético creado por un electroimán. Una vez introducidas, los *recipientes D* se someten a una diferencia de potencial V , alterna, con periodo descrito por los parámetros que se muestran a continuación.

$$T = \left(\frac{2 \cdot \pi \cdot m}{q \cdot B} \right)$$

Para el cual m y q corresponden a la masa y la carga de la partícula, respectivamente; y B corresponde al valor del campo magnético aplicado.

La partícula gana lo equivalente a $q \cdot V$ /semirrevolución, donde V corresponde a la velocidad de la partícula; sin embargo, el tiempo que tarda en realizar cada semirrevolución será independiente de su velocidad. Éste tiempo dependerá del radio de la trayectoria, el cual va aumentando, haciendo aumentar también la velocidad de la partícula.

Capítulo 3

ESTADO DE LA TÉCNICA

La medicina nuclear utiliza distintos tipos de sistemas tomográficos para la adquisición de imágenes *in vivo* de los sujetos sometidos a estudio. A lo largo de este capítulo, se describirán los distintos sistemas tomográficos que existen en el mercado para ensayos preclínico con pequeños animales, además de explicar el funcionamiento de estos sistemas. Las principales diferencias de estos sistemas respecto a los tomógrafos para humanos, reside en el tamaño del campo de visión, la resolución espacial requerida y la sensibilidad necesaria. En el caso de los estudios preclínicos en animales, el campo de visión es 10 veces menos que en las aplicaciones para humanos.

Además, cuando se trabaja con animales, el sujeto bajo estudio que representan, resulta ser un medio menos disperso y atenuante, comparado con las personas; aunque el coeficiente de atenuación y dispersión son los mismos, las diferencias residen en las dimensiones corporales.

SPECT en Clínica	SPECT animales pequeños
Resolución espacial aprox. 1 cm	Desde 4 mm hasta < 1 mm
FOV aprox. 50 cm	FOV aprox. 5 cm
Colimador paralelo, >> Sensibilidad	Colimador pinhole, << Sensibilidad
Dimensión corporal >> 1/μ	Dimensión corporal << 1/μ
Dispersión y atenuación elevadas	Dispersión y atenuación bajas
Necesarios Isótopos con E ≥ 100 KeV	Se pueden usar energías desde 30 KeV
Dosis de Radiación Crítica	Volumen de Trazador Crítico

Tabla 3. 1 Comparativa entre tomografía en humanos y en animales pequeños.

Todos estos parámetros determinarán distintas configuraciones de adquisición, las cuales dependerán de las propias configuraciones de los elementos detectores. Cabe mencionar que, otro de los parámetros más importantes a la hora de diferenciar los sistemas tomográficos, como ya se ha ido comentando, será el radioisótopo utilizado.

En adición, dado que el objetivo del proyecto reside en diseñar un sistema de adquisición de datos compacto, también se describirá un marco mercantil de los distintos componentes que forman este sistema.

3.1 Técnicas utilizadas de imagen médica tomográfica

La imagen médica, dispone de distintas técnica para obtener datos a cerca de fisonomía de un determinado sujeto de manera no invasiva. El parámetro que diferenciará las modalidades existentes será el tipo de energía utilizada, según el cual, podremos diferenciar estas modalidades de la siguiente manera: Radiología (radiación electromagnética empleando Rayos X), Ecografía (energía mecánica, ultrasonidos), Medicina Nuclear (radiación electromagnética usando radiación gamma) y Resonancia Magnética (radiación electromagnética empleando para ello ondas de radiofrecuencia). Dada la magnitud abarcada por el campo de la imagen médica, nos centraremos en las técnicas utilizadas en Medicina Nuclear, basadas en la física asociada a los rayos gamma, que ha sido mostrada previamente en el capítulo 2.

3.1.1 Gamma-Cámara

La Gamma-Cámara representa el detector más ampliamente utilizado en Medicina Nuclear para aplicaciones clínicas y preclínicas. Su funcionamiento tiene como objetivo la adquisición de imágenes de alguna o varias partes del organismo de un sujeto sometido a estudio.



Figura 3. 1 Gammacámara MINICAM 2 (EURORAD) en el montaje experimental para el estudio de su resolución espacial [4].

Existen Gammacámaras que cuentan con uno, dos e incluso tres detectores; siendo las de dos detectores las más utilizadas. El número de detectores no tiene como objetivo la mejora de la calidad de las imágenes obtenidas, sino la reducción del tiempo de estudio.

Este tipo de detector presenta un amplio abanico de diseños, en lo que se refiere a sus características mecánicas. La elección de uno u otro diseño dependerá de la aplicación

requerida, estudio a realizar, y de las características del emplazamiento donde vaya a desarrollarse. De esta manera, podemos encontrar Gamma-Cámaras en un amplio abanico de tamaños; desde sistemas formados por el detector y un brazo robótico de gravedad cero, fácilmente manipulable por los profesionales sanitarios y/o investigadores que realizan el estudio, hasta integradas en equipos más robustos que permiten el control electrónico del posicionamiento del detector, o detectores. A continuación se muestran dos Gammacámaras, con sistemas mecánicos completamente distintos, que pueden encontrarse en el mercado.

- Picola-Scintron: cuenta con un sistema motorizado para el posicionamiento, de la inclinación y la altura, del detector mediante control manual. El módulo de adquisición de la información recibida también viene integrado en el sistema, a pesar de las pequeñas dimensiones del mismo, como se aprecia en la figura 3.2. Su utilización se limitará para la detección de isótopos con energías de hasta los 400 keV.



Figura 3. 2 Gamma cámara Picola-Scintron de la empresa Southern Scientific and MiE [5].

- ERGO: diseñada por *Digirad Gamma Cameras* y se puede ver en la figura 3.3. Este tipo de cámaras utilizan tecnología de estado sólido, es decir, integran en el mismo sistema tanto el elemento detector como el software de adquisición y reconstrucción de imagen, incluyendo un monitor para ver las imágenes resultantes. Su campo de visión es muy amplio, pudiendo obtener imágenes de sujetos más grandes, y se caracteriza por ofrecer una flexibilidad clínica elevada, dado que es un sistema transportable, dotado de ruedas para desplazarlo fácilmente.



Figura 3. 3 Sistema tomográfico ERGO basado en un detector tipo Gamma-Cámara, fabricado por Digirad Gamma Cameras y distribuido por Southern Scientific [5].

3.1.2 Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único

También se conoce por sus siglas en inglés como técnica *SPECT* (*Single Photon Emission Computed Tomography*). Para realizar la detección, el sistema SPECT cuenta con una o varias gamma-cámaras, detectores de rayos gamma, dispuestas alrededor del sujeto de estudio, como se esquematiza en la figura 3.4, con las que se obtendrán imágenes bidimensionales (*proyecciones*) del sujeto en cuestión. Una vez se consiguen las proyecciones necesarias, en distintas posiciones angulares a lo largo de la estructura que forma el anillo con los detectores incorporados, y tras un proceso de corrección, se aplica un algoritmo de reconstrucción con el que se pueden obtener imágenes 3D tomográficas.

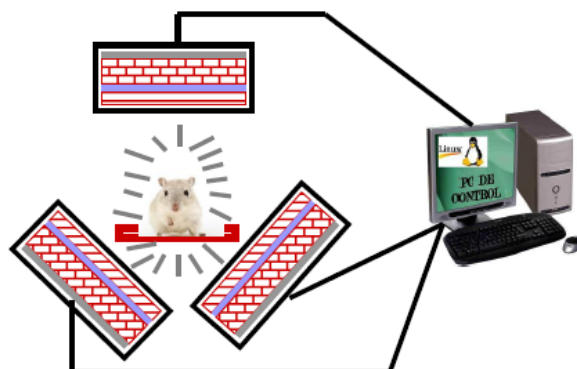


Figura 3. 4 Esquema que ejemplifica una posible disposición de las gammacámaras, tres en este caso, en torno al sujeto de estudio para la técnica SPECT.

La técnica SPECT proporciona resultados de tipo funcional, las imágenes obtenidas muestran la actividad metabólica del sujeto gracias a los isótopos introducidos en su organismo. En la industria farmacéutica también se utiliza para obtener información sobre el proceso de asimilación de un determinado fármaco, si puede alcanzar el tejido u órgano para el que fue desarrollado. Dado que la secuencia del genoma del ratón ha sido determinada, y es posible utilizar ratones *knockout*, a los cuales se deshabilita la expresión de un determinado gen; su utilización para investigación mediante imagen médica resulta notablemente ventajosa ya que, a parte de las ventajas que ya se han comentado, también se da el hecho de que son de un tamaño considerablemente menor que los seres humanos, lo cual equivale a una disminución considerable tanto del tamaño de los equipos como del coste de los mismos.

El sistema mecánico de los tomógrafos tipo SPECT, como el de la figura 3.5, comprende todas sus partes móviles, los elementos encargados del accionamiento, así como del control del movimiento de estas partes. El sistema de movimientos se compone de un conjunto de ejes de movimientos individuales. El número de ejes depende del fabricante y modelo utilizado. Por ejemplo, los tomógrafos FSPECT, cuentan con 3 ejes, que controlarán los movimientos individuales de la cama, el anillo (eje rotatorio) y el eje X, que permiten el movimiento de cada detector, situado en el anillo, a lo largo de su eje transaxial. En la siguiente figura se muestra un prototipo de tomógrafo FSPECT.

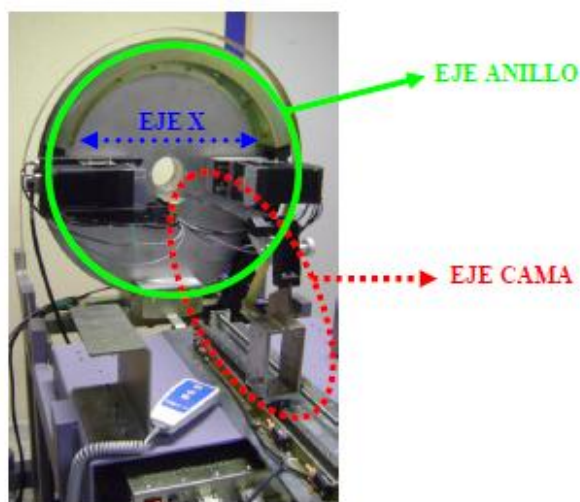


Figura 3. 5 Prototipo FSPECT cuya detección está formada por dos gammacámaras enfrentadas, situadas en un anillo giratorio [6].

Cabe mencionar que un sistema igual que el FSPECT pero formado por cuatro cámaras, en vez de dos, y situadas cada una a 90° de las que la rodean, dispuestas radialmente y enfrentadas, como en el caso del tomógrafo FSPECT de la figura 3.5; en ese caso podríamos tener cuatro ejes de movimiento, siendo el cuarto el eje Y, encargado del movimiento transaxial de los dos detectores añadidos. A continuación se describen un par de modelos comerciales de tomógrafos basados en adquisición tipo SPECT.

- **uSPECT-II**: fabricado por la empresa *MILabs*. Su sistema de detección lo componen tres gamma-cámaras *SPECT* de humanos, las cuales se sitúan formando un triángulo, como se ve en la figura 3.6 para adquirir datos de forma estacionaria. Al adquirir simultáneamente distintos fotones provenientes de distintos ángulos del triángulo formado por los detectores, el sistema tendrá mayor sensibilidad, respecto a otros equipos del mercado.



Figura 3. 6 Tomógrafo uSPECT-II fabricado por la empresa MILabs (Julio 2011) [7].

- **NanoSPECT**: de la empresa *BioScan*, actualmente distribuido por la empresa *Philips*. Este tomógrafo puede constar de uno, dos o cuatro detectores de gran área. Cuenta con distintos protocolos de adquisición de los datos, que permiten adaptar el equipo a animales de tamaño medio, superior al de los ratones, como pueden, por ejemplo, conejos. Una desventaja de este tipo de tomógrafos, es su relación señal/ruido, la cual se ve afectada por el efecto de solapamiento que se produce al adquirir las proyecciones, imágenes 2D. A continuación se facilita la figura 3.7 en la cual se muestra una imagen de este tipo de tomógrafos.



Figura 3. 7 Sistema tomográfico NanoSPECT diseñado por la empresa BioScan (Julio 2011) [8]

3.1.3 Tomografía por Emisión de Positrón

Por sus correspondientes siglas en inglés, es comúnmente conocida como técnica *PET* (*Positron Emission Tomography*). Como cabe esperar, su funcionamiento estará basado en la detección y procesamiento de los procesos físicos asociados al decaimiento por emisión de positrón de distintos tipos de isótopos radiactivos; los procesos físicos asociados a este tipo de decaimiento se detallaron más intensamente en el capítulo 2 del presente proyecto.

El diseño de los escáneres está formado por matrices hexagonales o circulares de cristales simples, como se aprecia en la figura 3.8, mediante las cuales se obtiene una rodaja transaxial del sujeto de estudio. De esta manera, para conseguir sistemas multi-rodaja, con mejor cobertura axial y con los cuales se puedan obtener imágenes 3D, el diseño consistirá en el apilamiento de varios de estos anillos individuales (rodajas simples) o matrices hexagonales.

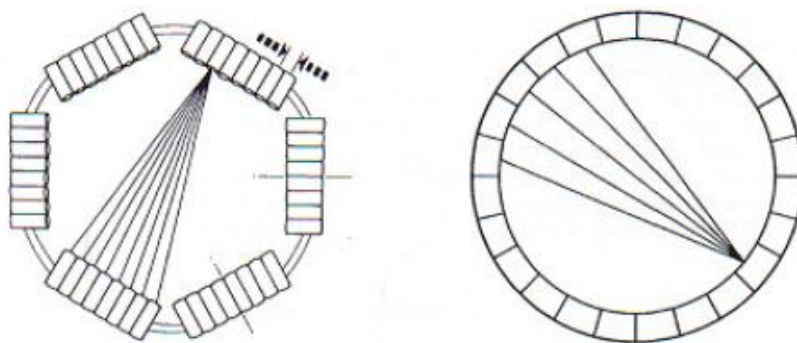


Figura 3. 8 Disposición de los detectores de un sistema PET en hexágono y en anillo.

El soporte mecánico de este tipo de tomógrafos es bastante robusto. Se trata de una estructura mecánica la cual incluirá, en sus diferentes versiones, la cama donde se posicionará el sujeto de estudio, y los sistemas mecánicos compuesto por los anillos rotatorios que llevan acoplados los escáneres.

Existen varios modelos, los cuales se diferenciarán entre ellos, mayormente, por el número de detectores dispuestos en el anillo rotatorio. Sin embargo, dado que, como hemos dicho, el funcionamiento de estos detectores se basa en la detección de isótopos emisores de positrón, y el positrón dará lugar a una pareja de fotones (rayos gamma), este tipo de técnica utilizará un número par de escáneres, asociados en parejas, y enfrentados radialmente; de manera que cada una reciba uno de los dos isótopos que se obtienen como resultado de la aniquilación positrón-electrón. A continuación se muestran modelos ya existentes de este tipo de tomógrafos.

- **rPET**: versión de Eduardo Lage para el Laboratorio de Imagen Médica de Hospital Universitario Gregorio Marañón [9]. estos contarán con cuatro cámaras, dos parejas, enfrentadas dos a dos. Su sistema de movimiento se basa en dos motores paso a paso de alta resolución, el cual puede trabajar en unidades de décimas de milímetro, y gran repetibilidad en el control de su posición. De esta manera, uno de los motores se encargará de controlar el posicionamiento lineal de la cama, a través de un eje con movimiento axial, colocado en la parte central del anillo. Cuando la cama va hacia delante (hacia la derecha, en el caso de la figura 3.9 también situada a la derecha de las que vienen a continuación), introduciremos el objeto de estudio en el campo de visión de los detectores y, moviéndola hacia atrás (izquierda) lo sacaremos del mismo. Además, la posición de la cama en el plano vertical puede realizarse manualmente, haciendo uso de una rueda de resolución micrométrica.

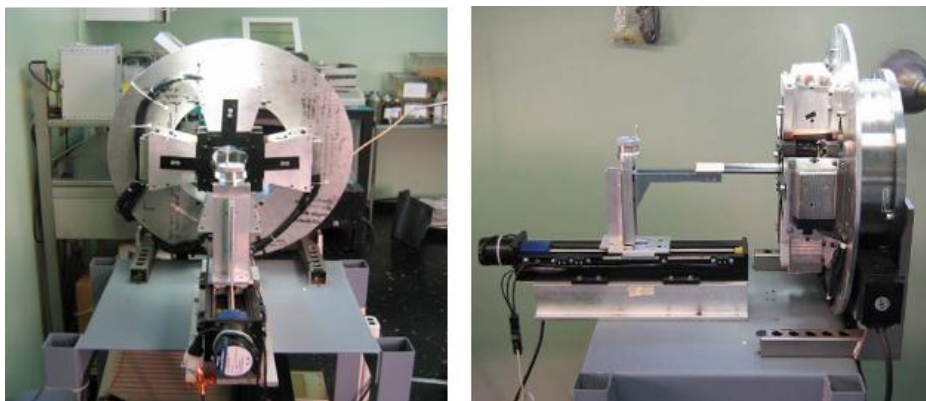


Figura 3. 9 Equipo tomográfico rPET desarrollado por Eduardo Lage [9] para el Laboratorio de Imagen Médica de Hospital Universitario Gregorio Marañón. A la izquierda se muestra la vista frontal, y a la derecha la vista lateral.

Por otra parte, el otro motor se encargará de controlar la etapa de posicionamiento angular, permitiendo el posicionamiento del anillo rotatorio con una precisión de rango centésimas de grado. En el caso de este tipo de tomógrafo rPET, ambos motores se manejan mediante una controladora comercial, la *centent01070*, que permite el control directo de los motores a través del puerto de comunicación de un PC y un software apropiado.

3.2 Funcionamiento de los detectores de radiación para imagen tomográfica

El funcionamiento de los sistemas tomográficos detectores de radiación gamma, está basado en los procesos físicos derivados del decaimiento de distintos tipos de isótopos radiactivos. Estos radioisótopos son incorporados a distintos compuestos biológicamente activos, con la resultante obtención de un radiofármaco. Los radiofármacos son utilizados en Medicina Nuclear para guiar a los radioisótopos a las zonas de interés del sujeto sometido a estudio. Las características de estos radiofármacos dependerán, sobre todo, del compuesto (ligante) al que se incorpora el radioisótopo en cuestión; de manera que determinará el órgano, tejido, funcionalidad u otra característica al que se conduzca el radiofármaco, cuya vía de transporte es la metabólica, ergo, determinará las zonas que serán detectadas. Por tanto, se puede concluir que la elección del compuesto ligante dependerá de aquello que queramos observar dentro del sujeto de estudio.

A lo largo de este apartado se procederá a la descripción del funcionamiento del sistema que se pretende diseñar; justificando, de esta manera, los elementos que lo componen, así como la función de cada uno de ellos dentro del conjunto. En la figura 3.10 se muestra, de manera esquemática, la cadena de los elementos más representativos que forman el sistema. Los eslabones que forman el sistema son, de izquierda a derecha, el sujeto sometido a estudio, matriz de cristales de centelleo, tubos fotomultiplicadores, lógica de Anger, etapa de amplificación e inversión, etapa conversión de las señales a formato digital y, para finalizar, sistema de adquisición y control.

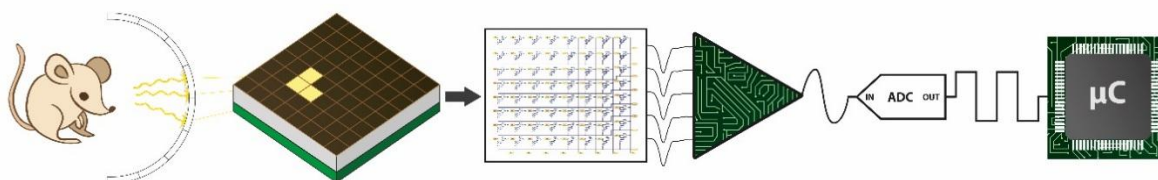


Figura 3. 10 Esquema general de la detección de rayos gamma en un organismo vivo.

Para las aplicaciones que se van a detallar en este proyecto, consideraremos como sujetos de estudio a *ratones de laboratorio*. Para proceder a la detección, los ratones son inyectados con algún tipo de radiofármaco por vía intravenosa previamente, o instantáneamente antes, al momento de estudio; el momento en que se inyecta dependerá de la *vida media* del radioisótopo utilizado, cuyo valor depende únicamente de la constante de desintegración del isótopo radiactivo, este concepto aparece más desarrollado en el capítulo 2.4, donde se puede encontrar la ecuación 1 que lo define, la cual se obtiene a partir de la ecuación exponencial que describe la curva de decaimiento de los isótopos radiactivos. Posteriormente, tras un intervalo temporal denominado *periodo de captación*, tiempo en que el radioisótopo se distribuye por la zona que interesa estudiar, se procede a la detección de rayos gamma emitidos por los radioisótopos presentes en el organismo del sujeto.

La detección de los rayos gamma es posible gracias a los procesos de interacción que se producen entre los detectores y las partículas emitidas durante los decaimientos de los isótopos con núcleo inestable. Estas interacciones se producen mediante absorción fotoeléctrica, explicado en el apartado 2.5, entre los fotones gamma y los electrones libres presentes en el material detector. Cabe mencionar que, mientras que cuando se utilizan radiofármacos marcados con isótopos emisores de fotón único, el decaimiento del radioisótopo produce directamente la emisión de los fotones detectados. Cuando tenemos radiofármacos emisores de positrón, primero se produce una interacción, mediante dispersión Compton, vista en el apartado 2.5, entre el positrón emitido durante el decaimiento y los electrones presentes en los órganos o tejidos a donde han sido conducidos los radiofármacos. De esta manera, se produce la aniquilación de ambos, que dará como resultado dos rayos gamma (fotones) que serán los que interaccionarán con los electrones del material detector, de la misma manera que los fotones resultantes de la utilización de radioisótopos emisores de fotón único. De estas aniquilaciones a las que acaba de hacerse mención, las últimas serán aquellas que se consideren como eventos válidos, para obtener las imágenes nos basamos únicamente en las aniquilaciones de fotones gamma.

3.2.1 Bloques centelleadores

Para comprender mejor los procesos en los que se ven involucrados los bloques centelleadores, lo primero será describir el funcionamiento del mecanismo de centelleo. La *fluorescencia* es la emisión inmediata de radiación visible al excitar, mediante diferentes factores, a una determinada sustancia. De esta manera, el material centelleador debe cumplir una serie de características que se produzca el mecanismo de centelleo. En el esquema de la figura 3.11 se puede apreciar que el material centelleador será el primer elemento del sistema.

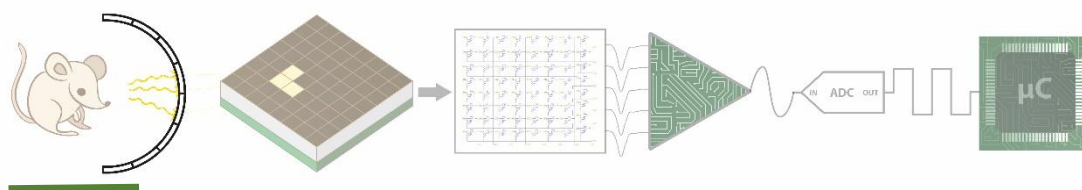


Figura 3. 11 Detalle de los bloques centelleadores en el esquema general de detección de rayos gamma.

Deberá convertir la energía cinética de las partículas gamma cargadas en luz detectable, a elevada eficiencia. Esta conversión citada deberá ser lineal, pues el rendimiento lumínico tiene que ser proporcional a la energía recibida, en un rango de energías lo más amplio posible. Además, deberá estar fabricado con un material que sea transparente a la longitud de onda de la emisión de luz, lo cual garantiza una buena eficacia en la recolección de la misma; y la luz de refracción de este material debe ser del mismo orden que el que tiene el

cristal del tubo fotomultiplicador (aproximadamente 1.5), asegurando un acoplamiento adecuado entre la luz generada y el tubo fotomultiplicador que la recibe.

Sin embargo, dado que no existe ningún material que cumpla con todas las características mencionadas, deberá llegarse a un compromiso adecuado entre los factores, y que permitan que se produzca el mecanismo de centelleo.

Interacción entre los fotones gamma y el material centelleador

Comúnmente, el material centelleador se encuentra acoplado ópticamente con un tubo fotomultiplicador, el cual generará una señal eléctrica en respuesta a la luz incidente. No obstante, el uso de una u otra configuración de los bloques detectores y la naturaleza de los procesos físicos implicados, acarrearán una serie de limitaciones que conllevarán a la necesidad de un filtrado de los eventos detectados a lo largo de un estudio.

Recordamos que, en función del isótopo utilizado y, por tanto, en función de las partículas emitidas por el mismo, tendremos distintos tipos de radiación. El capítulo 2 detalla la física asociada a los procesos de radiación con la que se trabajan las aplicaciones del proyecto en desarrollo. Conociendo estos procesos que se producen, pues, a continuación se analiza el proceso para un único, por simplificación, cristal centelleador acoplado a la superficie de un fotomultiplicador.

- Un fotón incide en el centelleador e interacciona con los electrones libres en su estructura mediante dispersión *Compton* generando una distribución de pares electrón hueco en la estructura del cristal.
- Los electrones liberados en ese proceso, pasarán a recombinarse con las impurezas activadoras del cristal, las cuales se depositan en el cristal para mejorar sus propiedades, dando lugar a estados excitados de las mismas.
- Los activadores en estados excitados vuelven a su estado original, lo que provoca la emisión de luz.
- Esta luz es captada por el tubo fotomultiplicador que reaccionará generando a su salida las señales oportunas, las cuales serán acondicionadas por un circuito electrónico.

Resolución de energía

La resolución de energía hace referencia a la precisión con la que el detector es capaz de diferenciar las diferentes energías de los fotones. Al exponerse los bloques detectores a fotones monoenergéticos, la energía que miden será la total que el fotón deposite en el detector. Debido a que los detectores, en función de la técnica utilizada, se exponen a distintos tipos de isótopos, estos depositarán en el detector distintos valores de energía total.

Cuando se trabaja con rayos gamma procedentes de aniquilación electrón-positrón, esa aniquilación previa de la que provienen se produce mediante dispersión Compton, y ocurre con uno de los electrones que forman parte del organismo de estudio. Como resultado de la misma se obtienen los dos rayos gamma que se pretenden detectar, así como una cierta cantidad de energía que el material centelleador también será capaz de percibir. Sin embargo

esta no es la interacción que nosotros intentamos detectar, sino aquellas aniquilaciones que se producen en el material centelleador. A parte de la dispersión, también podrá ocurrir que los fotones resulten implicados en otro tipo de interacciones, interfiriendo en la señal recibida por el detector.

Debido a todo esto, para evitar tomar estas interacciones como si fueran aniquilaciones de rayos gamma, es decir, como si fuera el evento que nos interesa, se hace uso de detectores lo suficientemente grandes, cuya área asegure que la gran mayoría de los fotones dispersados depositarán toda su energía en ellos. La distancia a la que se encuentren los cristales de la fuente de radiación también será importante, por lo que cuando se trabaja con sistemas cuyos detectores tengan las dimensiones adecuadas y estén colocados a una distancia adecuada de la fuente de radiación, la mayoría de los eventos se registrarán en el pico de energía del fotón. Mediante este valor de pico será, pues, como se proceda a la distinción de aquellos eventos que resulten de interés estudio; el valor de energía máximo de estos eventos supera mayúsculamente al que se obtiene de las interacción sufridas mediante Compton, las cuales únicamente introducirán ruido en el evento válido. En la figura 3.12 se muestra la distribución típica esperada para detectores involucrados en interacción con fotones de 511 keV.

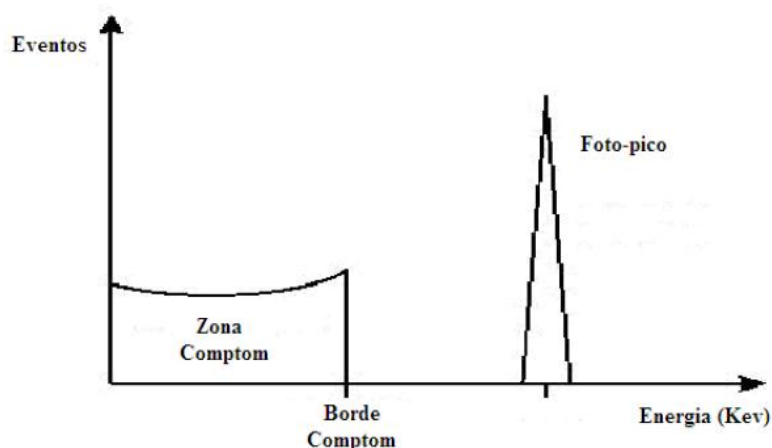


Figura 3. 12 Emisión ideal de radiación.

Cuando los cristales son de menor tamaño, puede ocurrir que los fotones escapen después de haber transferido únicamente parte de su energía. En este caso la distribución de energía medida se aproximará más a la mostrada en la figura 3.13.

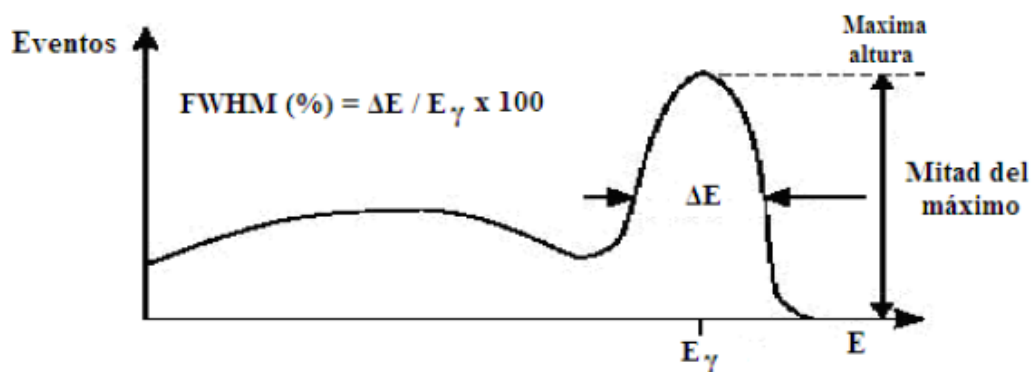


Figura 3. 13 Emisión real de radiación.

Los tres principales factores de la distorsión que deberán tenerse en cuenta en la distribución de energías serán la resolución finita del sistema detector, la incidente de radiación no monoenergética y la obtención de eventos con energía superior a la del pico de mayor energía, debido al solapamiento de varios eventos en un determinador instantáneo, los cuales no pueden tratarse como eventos separados.

Cuando se registra una elevada proporción de fotones incidentes con frecuencias cercanas a las del pico de mayor energía, y la resolución de energía del sistema detector es buena, entonces se podrán discriminar eventos de baja energía; provenientes de fotones que se han dispersado. Debe tenerse en cuenta que conforme aumentamos el tamaño del detector, aumentará el número de eventos en el pico de mayor energía; pero, en contraposición, la resolución espacial del sistema empeorará.

Por otra parte, cuando se utilizan isótopos emisores de positrón que, previamente a la aniquilación en el detector, interactúan con el organismo de estudio mediante dispersión Compton, dando lugar no a uno, sino dos fotones gamma, a diferencia que con los isótopos emisores de fotón único; será posible ampliar el rango de energías de interés al verse aumentado el número de fotones involucrados en la interacción con el centelleador. Esto también se puede conseguir aumentando el número atómico efectivo del material centelleador. Además, conforme Z efectivo aumenta, el coeficiente de atenuación lineal también se incrementa; es decir, eligiendo centelleadores apropiados se pondrán conseguir mejores sensibilidades.

En adición, otra manera de mejorar la resolución de energía del sistema será mediante el incremento de la calidad de la señal que viene del *PMT* (tubo fotomultiplicador), que se explicará en el siguiente apartado. Objetivo que se cumple aumentando el número de fotones incidentes en el centelleador. Finalmente, se enuncian dos de las propiedades de mayor interés de la señal que sale del centelleador:

1. Respuesta proporcional a la energía depositada, generalmente por encima de un umbral determinado. La luz de salida del centelleador será proporcional a la energía depositada y, por tanto, será posible realizar espectroscopia de energía, eliminando el ruido asociado a la señal.

2. Rapidez de respuesta. Las curvas de respuesta frente al tiempo y frente a frecuencia de emisión de los centelleadores dependerán del tipo de cristal utilizado. Cuanto mejor sea la respuesta, mayores serán las tasas de conteo con las que podamos trabajar, y menor será la dosis inyectada al paciente, ya que se detectarán gran parte de los fotones de aniquilación.

Según lo *rápido* que sea el material, es decir, según lo corto que sea su ancho máximo de emisión, tardaremos más o menos tiempo en recibir el evento, por lo que tendremos mayor o menor margen de solapamiento de los mismos. La principal ventaja que aportan los cristales *rápidos* será una tasa de conteo rápida; pues, al recibir el evento más deprisa, este decaerá más deprisa, dejando antes desocupado el detector para el siguiente evento.

Dado que la energía de los fotones de aniquilación es relativamente alta, los detectores son forzados a utilizar cristales de centelleo densos, capaces de frenar esta radiación en espesores reducidos.

Con el objetivo de mejorar las prestaciones de los detectores, se trabajará con una distribución de los cristales y los tubos fotomultiplicadores en módulos independientes, denominados bloques detectores. Dicha distribución dará como resultado una matriz de pequeños cristales acoplada a un determinado número de tubos.

3.2.2 Tubo fotomultiplicador

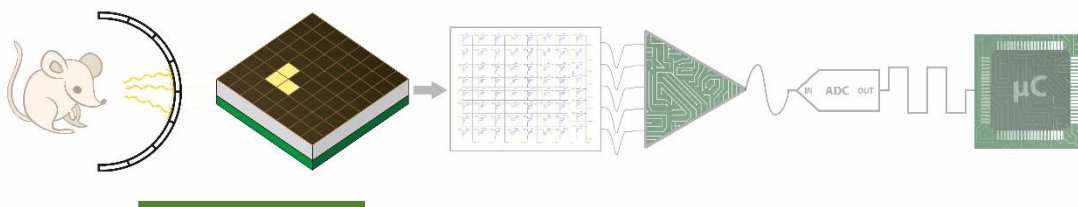


Figura 3. 14 Detalle de detectores en el esquema general de detección de rayos gamma.

Para describir esta parte del sistema, compuesto por los componentes que se ilustran más resaltados en la figura 3.14.

Los tubos fotomultiplicadores son elementos que, al recibir luz incidente, generan señales eléctricas; las cuales son posteriormente amplificadas mediante la emisión de electrones secundarios hasta niveles utilizables.

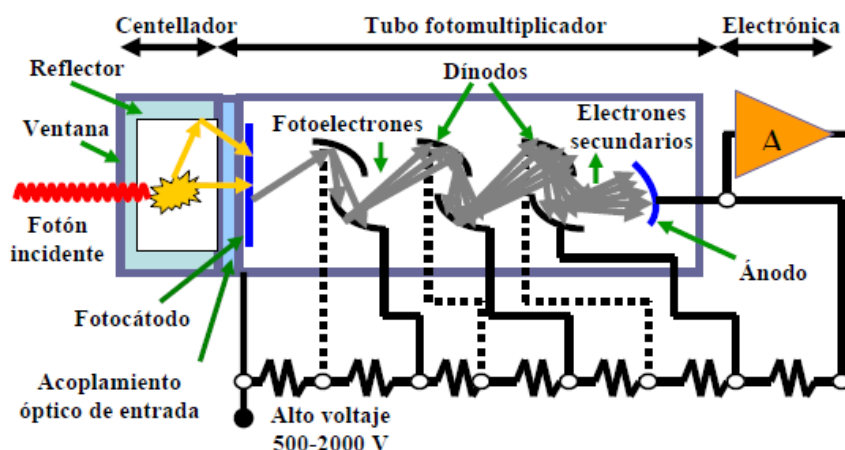


Figura 3. 15 Diagrama de funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.

A continuación se describen las distintas partes que componen el sensor, cuyo esquema global viene representado en la figura 3.15.

- Ventana de entrada

Compone la parte frontal del sensor donde se acopla el cristal centelleador. El material con el que se fabrica limita la sensibilidad espectral del conjunto a bajas longitudes de onda. El más común será el cristal de borosilicato cuya longitud de corte está entre los 250 y 300 nm.

- Fotocátodo

Su función es convertir el flujo de luz incidente en un flujo de electrones. Los cátodos que normalmente se utilizan en fotomultiplicadores, están hechos mediante el depósito de un material semiconductor fotosensible sobre un sustrato. Dos serán los tipos más básicos:

1. *Cátodos semitransparentes*: su depósito se realiza en el interior de la ventana de entrada. Los electrones se emiten desde la cara opuesta de la superficie donde incide la luz.
2. *Cátodos opacos*: en este caso, el material fotosensible se deposita sobre un electrodo metálico, situado en el interior del tubo. En este caso, la misma superficie iluminada será la que emita los electrones.

- Sistema óptico de entrada

El objetivo de este sistema será enfocar los fotoelectrones en el área útil del primer dínodo. El sistema deberá satisfacer dos requerimientos básicos.

- En primer lugar, deberá ser capaz de enfocar el máximo número de electrones en el primer dínodo de la cadena; independientemente de su velocidad inicial, así como de

la posición en el fotocátodo que fueran originados. La *eficiencia de colección* ⁶ suele rondar el 80%.

- El tiempo de tránsito de los electrones entre el cátodo y el primer dínodo, debe ser lo más independiente posible de su velocidad inicial y posición de origen.

- *Multiplicador de electrones*

Este sistema está compuesto por un conjunto de *dínodos* conectados entre sí mediante divisores de tensión, consiguiendo así crear un gradiente de potencial desde el fotocátodo hasta el ánodo.

Lo que se consigue es que los electrones emitidos van ganando energía, al ritmo de unos pocos cientos de keV, de manera que, como consecuencia de la emisión secundaria, el número de electrones va aumentando conforme pasa por los distintos dínodos. Es decir, se consigue la multiplicación deseada. La estructura del multiplicador es mayormente periódica, de manera que la práctica totalidad de sus dínodos, excepto el primero y el último, son idénticos.

La ganancia de cada etapa fluctúa según una media estadística, al igual que ocurre con la global del multiplicador M, estadística que se expresará en términos de valor medio de M junto a una distribución de probabilidad.

- *Ánodo*

Lo más importante de esta parte radica en saber que, la forma y colocación de los electrodos, a la salida del multiplicador, difiere de la configuración de la parte iterativa. De esta manera, la geometría deberá ser apropiada para que se cumplan los siguientes requisitos:

- Todos los electrones secundarios emitidos por el último dínodo deben ser recogidos.
- La respuesta de los pulsos de salida deberá ser lo más lineal posible.
- La impedancia deberá ajustarse a la impedancia característica de la conexión de salida.

Algunas de las características más importantes de los fotomultiplicadores se muestran a continuación.

- *Características de sensibilidad*

- *Sensibilidad del fotocátodo*: relación entre la corriente del cátodo y el flujo incidente ($\frac{I_k}{\Phi}$)

⁶ Ratio entre el número de fotoelectrones que alcanzan el área útil del primer dínodo, y el número total de electrones emitido por el fotocátodo.

- *Eficiencia cuántica*: es otra manera de expresar el parámetro anterior, expresándolo en este caso como la relación entre el número de fotoelectrones emitidos entre el número de incidentes.
- Eficacia de colección del sistema óptico de entrada (pie de página 2).
- *Ganancia*: cociente entre la corriente de cátodo (I_k) y la de ánodo (I_a).
- *Sensibilidad de ánodo*: cociente entre la corriente de ánodo y el flujo incidente ($\frac{I_a}{\phi}$).
- *Características temporales*
 - *Ancho del pulso de salida*: anchura a mitad de altura del pulso (FWHM) de corriente que entrega el ánodo, como respuesta a un pulso de luz tipo función delta.
 - *Tiempo de subida*: mide, efectivamente, el tiempo que tarda la corriente de ánodo para pasar 10% al 90% de su valor final, cuando es fruto de la reacción ante una señal delta de luz.
 - *Tiempos de tránsito*: el que transcurre entre el momento en que la luz del cátodo llega, hasta que lo hace el pulso de corriente correspondiente al ánodo.
 - *'Jitter' del tiempo de tránsito y resolución espacial*: el primero describe la fluctuación observada al aplicar pulsos luminosos similares en las zonas del cátodo. Por otra parte, la resolución espacial se define como el FWHM de la distribución de probabilidad de las fluctuaciones.
- *Corriente de oscuridad*

El ánodo del fotomultiplicador, debido a efectos de campo y corrientes de fugas, puede medir corriente incluso en completa oscuridad; esta propiedad se relaciona linealmente con la ganancia.
- *Resolución de energía*

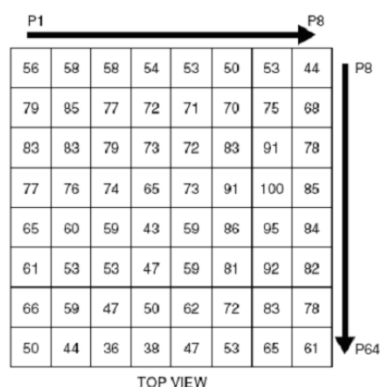
Este parámetro, el cual se describió más profundamente en el punto de Interacción con la materia aportará información sobre la magnitud de la energía recibida.

Disposición de los fotomultiplicadores

Estos fotomultiplicadores no se encuentran aislados entre sí, sino que son emplazados en matrices rectangulares, que como posteriormente veremos, facilitan su lectura. Se estudiarán tanto los bloques detectores como los *PS-PMTs*⁸, cuyo esquema se muestra en la figura 3.16, a los cuales se acoplará ópticamente una matriz de cristales de centelleo.

⁷ Variabilidad temporal que condiciona la exactitud de la señal de reloj.

⁸ *Position Sensitive Multianode Photomultiplier Tubes*, tubos fotomultiplicadores multiánodo sensibles a la posición



56	58	58	54	53	50	53	44
79	85	77	72	71	70	75	68
83	83	79	73	72	83	91	78
77	76	74	65	73	91	100	85
65	60	59	43	59	96	95	84
61	53	53	47	59	81	92	82
66	59	47	50	62	72	83	78
50	44	36	38	47	53	65	61

TOP VIEW

Figura 3.16 Vista superior de una matriz de 8x8 de tubos fotomultiplicadores con los ánodos uniformemente distribuidos

Esta configuración permite independizar las señales de cada cristal centelleador, y por tanto de cada *PMT*. El gran motivo por el que es conveniente trabajar con esta independización de las señales de cada cristal detector es que permite detectar la posición del evento de forma más exacta al conducir los fotones de luz solo a través del fragmento del cristal en el rayo gamma ha interactuado, debido a que se crean canales en la unión de dos cristales en contacto impidiendo que pase una gran cantidad de fotones de uno por el efecto de la reflexión. Ambas matrices, como ya se ha comentado, se encuentran ópticamente acopladas, por lo que las dimensiones con las que deben ser fabricadas deben coincidir. Cuando un fotón incide en el material centelleador, se producirá una sucesión de reacciones físicas cuyo resultado final será la emisión de luz. El material con el que el cristal de centelleo está fabricado determinará la rapidez con que se reciben los eventos o, mejor dicho, la duración que presenten los mismos. Este dato es muy importante pues, teniendo en cuenta deberán ser rechazados aquellos eventos que impliquen el solapamiento de varias interacciones; cuanto mayor sea la duración de los eventos, más probabilidad existirá que se produzca el solapamiento que se acaba de mencionar y, por tanto, más deberá esperar el sistema para detectar un nuevo evento. De manera que, a la hora de proceder a la detección, la composición con la que estén fabricados los cristales determinará el número de eventos, interacciones/aniquilaciones, detectables y, por consiguiente, detectados. Debido a todo esto, a la hora de escoger el material centelleador, uno de los parámetros que más determinará sus futuras aplicaciones será el valor de su longitud de onda, con el cual se mide la duración del evento, y el cual puede encontrarse en las hojas de especificaciones del material.

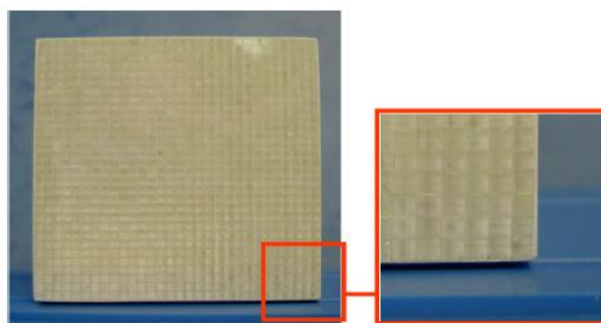


Figura 3.17 Matriz de cristales de centelleo

Los cristales centelleadores, con un ejemplo la figura 3.17, como respuesta a la energía depositada por el rayo gamma, enviarán a los tubos fotomultiplicadores una señal de energía de luz visible proporcional a la recibida por el fotón, cuya forma de onda dependerá del material centelleador, en la figura 3.18 se muestran tres tipos de señales en función de tres tipos de materiales. Los tubos conducirán a los electrones emitidos en la aniquilación, luz visible recibida, desde el cátodo hasta el ánodo que lo componen y delimitan, recorrido durante el cual el número de electrones irá aumentando considerablemente; se consigue la multiplicación deseada. Esta magnitud de ganancia dependerá de los tubos fotomultiplicadores utilizados y, más concretamente, del número de dínodos de los que estén compuestos así como de las diferencias de potencial a las que se encuentren sometidos. Finalmente, cuando la señal multiplicada llega al ánodo, se obtienen N señales eléctricas, en función del número de tubos que tengamos la matriz *PS-PMTs*. Todas ellas aportarán información sobre el evento, pero de entre todas ellas se distingue una, la señal de energía, que corresponde a la señal entregada por el último dínodo de los tubos fotomultiplicadores. Dada la importancia de esta señal, pues aporta mucha información relevante sobre los eventos detectados, se medirá el último dínodo conectándolo a las siguientes etapas de adquisición con el consiguiente trato de la misma, el cual difiere del que se realizará en las demás señales del sistema.

3.2.3 Circuito electrónico de acondicionamiento y tratamiento de la señal

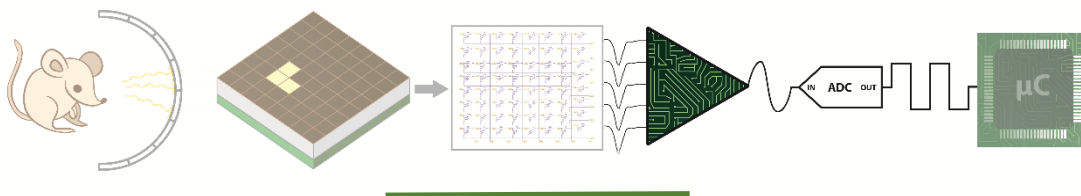


Figura 3.18 Detalle del circuito de acondicionamiento y tratamiento de señal en el esquema general de detección de rayos gamma.

Los componentes más importantes de la etapa electrónica de acondicionamiento y tratamiento de la señal pueden verse resaltados en el esquema de la figura 3.18, los cuales

representan el circuito amplificador y de conversión de las señales. Esta placa irá conectada a la que recoge la lógica de Anger, una vez se consiguen reducir las señales a únicamente cuatro señales de posición, a parte de la señal de energía. A partir de ahí, pues, se procede al acondicionamiento y tratado de las mismas. El primer paso será amplificarlas, con el objetivo de mejorar las señales con las que el sistema trabaja, y adaptarlas a los rangos dinámicos de los componentes electrónicos subsiguientes. Esta amplificación suele producirse en dos etapas, utilizando distintas configuraciones de los amplificadores en cada una de ellas. Una de las configuraciones simplemente aportará una cierta ganancia al valor de tensión de la señal, la otra también le aportará ganancia pero, en este caso, de valor negativo, con la cual se consigue invertir el valor de la señal. Esto es porque las señales recibidas en realidad son pulsos negativos, es decir, tendrán la forma inversa a la mostrada en la figura 3.15. En la figura 3.19 se muestra el valor de la señal recibida, sin procesar.

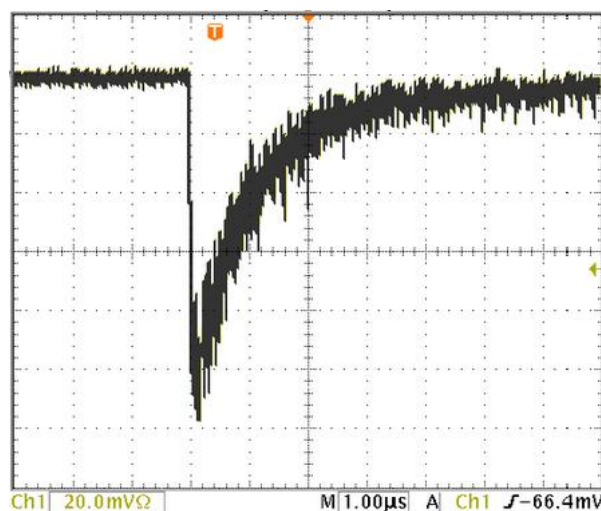


Figura 3. 19 Forma de la señal obtenida por un cristal CsI(Tl) y un PMT, la cual todavía no ha sido procesada.

Lógica de Anger y señales de posición.

Dado que el objetivo del sistema es la obtención de imágenes, a priori bidimensionales, las N señales resultantes son conducidas a una etapa electrónica encargada de reducirlas a únicamente cuatro: XA , XB , YA , YB . Estas son las señales de posición que permitirán determinar la situación del evento producido.

Esta electrónica se conoce como *lógica de Anger*, y su funcionamiento es puramente analógico, pues consiste en acoplar al *PS-PMT* un *circuito divisor de carga simétrico* realizado con resistencias de diferentes valores, en el cual se transforman las N señales eléctricas en 16 señales que nos proporcionarán información referente a la posición del elemento fotomultiplicador en el cual se ha detectado la aniquilación. Su nombre, *divisor de carga simétrico*, se debe al funcionamiento del mismo, ya que lo que hace es dividir en dos la corriente proporcionada por cada ánodo del *PS-PMT* mediante el uso de matrices de resistencias. Una parte se recolecta mediante un amplificador operacional correspondiente al canal X , en función de la fila de la matriz en la que se encuentre el ánodo; y otro amplificador

colectará la parte correspondiente al canal Y, en función, a su vez, de la columna en la cual esté situado el ánodo.

La posición (X, Y) del ánodo donde se detectó el evento, se obtiene determinando el centro de masas de los 8 canales pertenecientes a las filas (X) y columnas (Y). Con el fin de simplificar este cálculo, se procede a hacer lo mismo con las 16 señales resultantes, obteniendo únicamente 4 canales para las filas y columnas (XA, XB, YA, YB) correspondientes a las coordenadas Xpositiva, Xnegativa, Ynegativa, Ypositiva; por lo que, finalmente, la posición de ánodo detector se calculará mediante el centro de masas de estos 4 canales. La figura 3.20 pretende aclarar las dudas que puedan surgir respecto al cálculo de las posiciones.

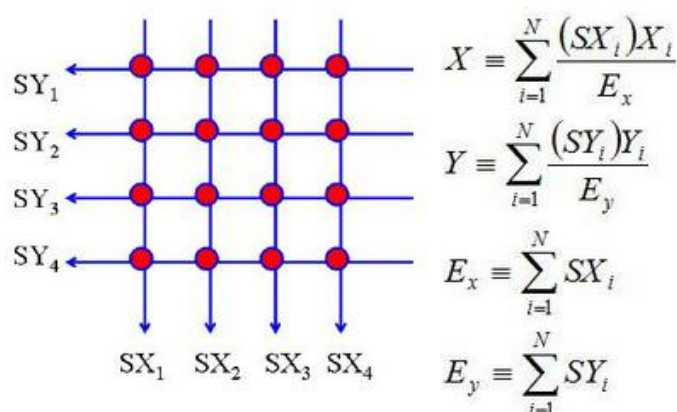


Figura 3. 20 Matriz de lógica de Anger.

Explicado esto, el sistema solo tendrá en cuenta estas cuatro señales de posición para conocer la posición del evento en lugar de tener en consideración cada salida del fotomultiplicador. Además, para facilitar y simplificar el sistema, normalmente se suele apoyarse en una quinta señal, que es la suma de energía de las cuatro señales de posición, para conocer la energía total del evento y conocer si este es válido o no. Esta señal no es producto de la suma de las 4 señales ya diferenciadas, sino que es una señal que sale directamente del fotomultiplicador. Esta señal se explicará a continuación.

Señal de energía

Esta señal, como su nombre indica y ya ha sido mencionado, aporta información sobre la energía total depositada por los rayos gamma, que equivale a la suma de los cuatro canales de posición. El valor de energía colectado por esta señal permitirá valorar la calidad del evento recibido, es decir, en función del valor de la misma, se hará la discriminación de los eventos detectados, lo cuales computarán como válidos o no dependiendo de si su valor encaja dentro de un determinado rango de valores de energía. Esta señal será la que marcará el umbral o *threshold* de detección de eventos del sistema, para que no se proceda a la adquisición de los mismos cuando la señal lleva mucho ruido. El valor *threshold* dependerá de la energía depositada esperable; en otras palabras, dependerá de la energía que se espera que deposite el radioisótopo, el cual entregará más o menos energía en función de los compuestos por los

que esté formados; para ello, estos valores de energía se establecerán en base a los obtenidos en estudios realizados previamente con radioisótopos, los cuales pueden encontrarse en la biografía especializada [2], y que permitirán predefinir estos valores esperables.

Amplificación de las señales de posición y energía.

Debido a que señal proveniente del fotomultiplicador es muy tenue y débil, es necesario amplificarla para estabilizarla antes de su posterior aprovechamiento.

Los elementos encargados de amplificar esta señal son los amplificadores operacionales. Estos componentes, en función de la configuración de resistencias, bobinas y condensadores y de la forma que estos interconectan sus terminales, crean diferentes modos de funcionamiento. Sin entrar en excesivos detalles, algunas de las configuraciones que se explicarán son las relativas a la amplificación, dejando de lado el resto de posibles configuraciones, como filtros, comparadores, integradores, derivadores o histéresis.

La configuración que trataremos en este caso es la de amplificación, en la cual, una resistencia conecta la salida del amplificador operacional con la entrada negativa. El valor de ganancia de los amplificadores operacionales vendrá impuesto por el valor de las resistencias conectadas en los terminales de sus pines de entrada positivo y negativo en relación con la resistencia de retroalimentación. Se podrá decir que cuando la señal entra por el pin de entrada negativo se obtendrá la configuración no inversora; mientras que cuando negativo, la configuración será inversora, es decir, la ganancia será negativa. Gracias a las figuras 3.21 y 3.22 se pueden describir más gráficamente estos dos modos de utilizar los amplificadores operacionales y la fórmula que relaciona las resistencias presentes con su ganancia.

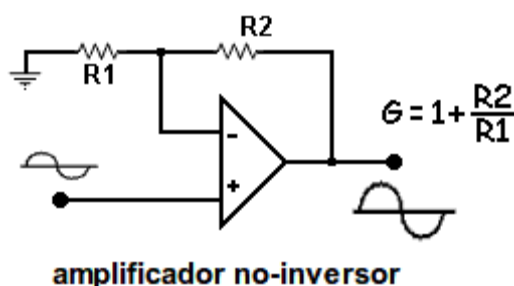


Figura 3. 21 Amplificador operacional con en configuración de amplificador no inversor y señal de entrada por terminal positivo.

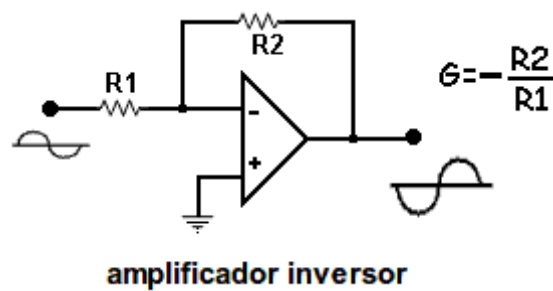


Figura 3. 22 Amplificador operacional con en configuración de amplificador inversor y señal de entrada por terminal negativo.

Es conveniente que la amplificación de cada una de las 5 señales se realice por canales independientes, de manera que se puede posicionar el evento comparando las señales entre sí. Una vez se ha realizado la amplificación, ya se puede proceder a la diferenciación en el tratamiento al que serán sometidas las señales del sistema; por una parte, las 4 señales de posición y, por otra, la señal de energía. Puesto que cada uno de estos dos grupos de señales aportará distinta información acerca del evento producido, su tratamiento en el sistema de acondicionamiento y adquisición de señal también será diferente.

Integración de las señales de energía y posición

Esta etapa es vital para el funcionamiento del sistema ya que, dependiendo de la señal, permite conocer la energía total del evento y la posición del mismo.

En el caso de la señal de energía, se conocerá si el evento tiene la energía suficiente discriminándolo en válido o no. A partir de la integración de las señales de posición, se obtendrá la energía captada durante el evento completo en cada una de las componentes que forman el plano XY que forma la proyección buscada.

Este circuito de integración, está formado por un amplificador operacional configurado de la misma manera que el que aparece en el esquema mostrado por la figura 3.23, destacando que en esta configuración en lugar de una resistencia que une la salida con el terminal negativo lo hace un condensador. La relación entre la señal de entrada y la de salida también viene reveladoramente desarrollada en la misma figura, facilitando la comprensión del funcionamiento del circuito integrador.

CIRCUITO INTEGRADOR

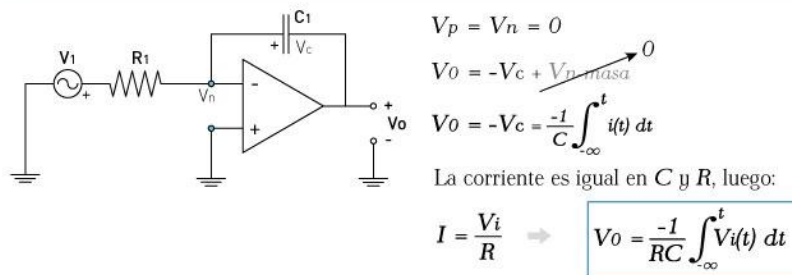


Figura 3. 23 Configuración de un amplificador operacional en configuración de integrador.

3.2.4 Circuito electrónico de adquisición

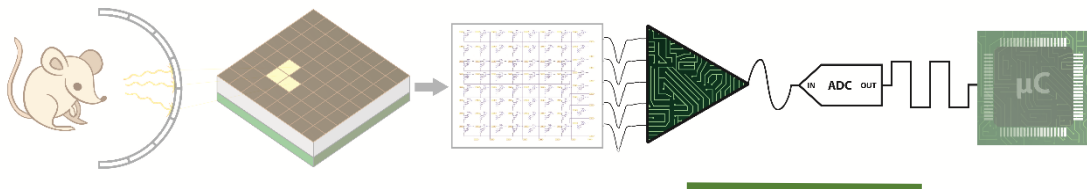


Figura 3. 24 Detalle del circuito de adquisición en el esquema general de detección de rayos gamma.

Una vez que conocen las señales que son de interés para el sistema y se han estabilizado y amplificado, se pueden usar para realizar el propósito general del sistema, sabiendo diferenciar cuando se ha producido un evento de interés y actuar en consecuencia para adquirir toda la información relevante.

Puerta de integración

Para hacer la discriminación, la señal de energía pasa por un comparador digital. El valor de tensión con que esta señal es comparada, se impone al comparador a través de un DAC⁹ gobernado por el sistema de control. En caso de que se necesite cambiar o adaptar el valor umbral procedente del DAC, a la salida de este puede conectarse un potenciómetro que permita ajustar la tensión de comparación o ajustarlo mediante el envío de un mensaje digital, dependiendo del comparador y del circuito en cuestión.

Como resultado de la comparación, a la salida del dispositivo comparador sólo se podrán tener dos posibles valores: nivel alto y nivel bajo. De manera que, cuando la señal de energía supera el valor impuesto por el DAC, el evento se considerará como válido y la salida del comparador saturará al nivel de alimentación positiva. No obstante, cuando la tensión de la

⁹ Digital-to-Analog Converter, conversor de señales digitales a analógicas.

señal de energía no consigue superar el valor de tensión umbral, a la salida del comparador será igual al nivel de alimentación negativa, pudiendo ser esta igual al nivel de referencia a tierra o *GND* si así se quiere. Con el fin de mejorar la comprensión del funcionamiento de este componente, en la figura 3.26 se muestra la reacción de la salida del comparador en función del valor de su señal de entrada, de si supera o no el valor umbral.

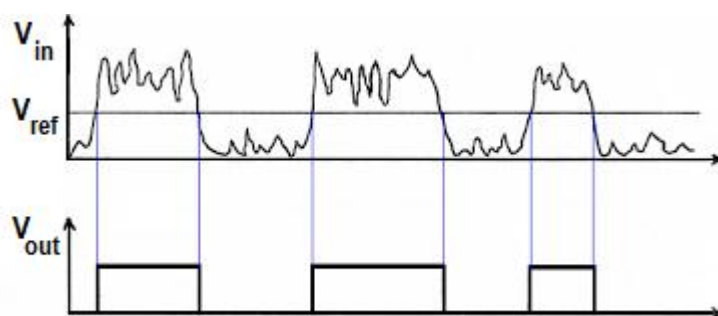


Figura 3. 25 Relación entre la entrada y salida de una señal analógica en un comparador con una referencia constante.

El resultado obtenido en el comparador introduce en un *buffer*, o seguidor de tensión, el cual bifurca el camino de la señal, controlando que no se introduzca ruido en la misma. Uno de los caminos irá hacia un biestable, también conocido en inglés como *flip-flop*; y el otro irá directamente al *ADC*¹⁰, que se explicará más adelante su función en el sistema.

Cuando la señal de salida del comparador está a nivel bajo, el resultado será la pasividad de los dos últimos componentes citados; es decir, ni el biestable ni el *ADC* cambiarán el estado en que se encuentren. En cambio, cuando el nivel de salida es alto, sí habrá reacción por parte de los componentes subsiguientes; pues, que la salida del comparador se ponga a nivel alto, significa, como ya se ha comentado, que el evento es válido y, por tanto, deberá procederse a la integración de las señales de posición. De momento, exclusivamente se comenta que la información aportada por las señales de posición se obtiene a partir de la integración sus formas de onda.

Dado que la integración tiene que durar lo que dure el pulso del evento completo, el cual determina el tiempo de duración de las señales de posición a integrar, este proceso deberá estar activo hasta que el evento haya terminado. Este hecho es de real importancia y es la razón por la que se requiere de un biestable en el sistema.

Este componente biestable es de tipo digital, y su lógica asociada puede definirse mediante el diagrama de tiempos mostrado en la figura 3.26, donde C_k corresponde al ciclo de reloj impuesto por el sistema de control, R corresponde a la señal de reseteo, S a la de activación (*set*) y Q será la señal de salida del dispositivo.

¹⁰ *Analog-to-Digital Converter*, conversor de señales analógicas a digitales.

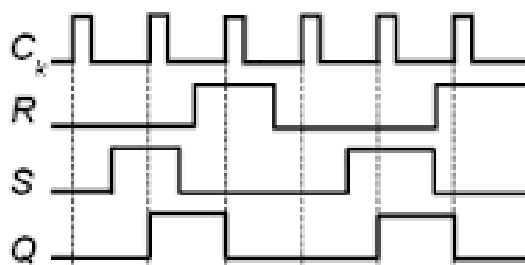


Figura 3. 26 Diagrama de funcionamiento de un biestable.

Este componente se encargará de activar el interruptor que controla la puerta de integración durante el tiempo que dure la misma. Su lógica asociada permite que, al recibir una señal de flanco ascendente de la señal de reloj, y si su entrada está también a nivel alto, su salida también pase a ser un 1 lógico, es decir, la salida del componente también se pondrá a nivel alto. La principal característica de este tipo de componentes consiste en que esto permanecerá inmutable hasta que se reciba otra señal encargada de resetear el valor de salida del componente a un nivel bajo, independientemente de la señal de reloj. Esta señal de reseteo deberá recibirse un cierto intervalo de tiempo después de ponerse que el dispositivo haya sido puesto a nivel alto; este tiempo corresponderá, como ya se ha comentado, a la durabilidad que se espera del evento recibido, cuyo valor viene establecido en las hojas de características de los cristales centelleadores utilizados. En la mayoría de los casos, la duración del evento puede aproximarse al valor de decaimiento mismo, ya que el tiempo de alzamiento es despreciable en comparación con el primero.

A la hora de desarrollar un proyecto, en ocasiones se presentan varias opciones para obtener un determinado fin, de modo que se intentarán exponer las distintas opciones. Este es por ejemplo el caso de la señal que dicta el fin de la integración. Esta señal puede ser obtenida de distintas maneras, siendo una posibilidad encargarle esta tarea al sistema de control, el cual utilizará la misma señal de inicio, pero retrasada el tiempo esperado que dure el pulso. Por otra parte, otra opción podría ser, en vez de bifurcar la señal de salida del comparador, utilizar un buffer; esta señal podría ser retrasada, el tiempo de duración del pulso, mediante un *delay*¹¹ analógico. Esta última configuración propuesta, permitiría que la señal de fin de conversión no viniera impuesta por el circuito de control.

Conversión analógica-digital

Tras explicar el recorrido de una de las señales de salida del comparador por una de las dos bifurcaciones, en caso de tener tres salidas ya ha sido explicado también el destino de la señal adicional, se procede a detallar lo que ocurrirá con la señal del otro camino, la cual era introducida en el ADC.

El componente ADC será el encargado de convertir los datos recibidos en señales digitales con el objetivo de que, posteriormente, puedan ser interpretadas por el sistema de control

¹¹ Su traducción del inglés es *retraso*. Como componente electrónico se encarga de retrasar la señal recibida

encargado de procesarlas. Antes de proseguir con el camino de la señal, resulta de vital importancia determinar una característica que el ADC debe cumplir para que la conversión pueda realizarse correctamente. Esta condición viene impuesta por el *teorema de muestreo o de Shannon-Nyquist*, el cual se enuncia a continuación.

- *Teorema de Shannon-Nyquist*

Este teorema es comúnmente conocido como *teorema del muestreo* y establece que, para efectuar el *muestreo* de una señal que, posteriormente, permita la reconstrucción de la señal original sin error, la frecuencia de muestreo de la señal del sistema de adquisición encargada de muestrear debe ser, por lo menos, el doble de la máxima frecuencia contenida en la señal que se quiere muestrear.

$$f_{\text{señal de muestreo}} \geq 2 \cdot f_{\text{señal a muestrear}}$$

Este teorema, pues, establece la velocidad a la que debe trabajar el ADC para obtener una correcta adquisición de la señal recibida. En adición, la señal recibida, que, como ya se ha comentado, dependerá del cristal detector utilizado, determinará los tiempos de adquisición; estos tiempos de adquisición están directamente relacionados con el funcionamiento del ADC utilizado. Por tanto, otra característica que resulta de vital importancia a la hora de establecer el ADC escogido, serán los distintos tipos/modos de funcionamiento del mismo. Por último, dado que los datos que a la salida del ADC son enviados directamente al sistema de control, la velocidad máxima de adquisición de este último eslabón del sistema también constará como parámetro limitante, pues tendrá que ser compatible tanto con las características del material que se quiera o necesite utilizar, así como del conversor utilizado.

Retraso y sincronismo de las señales de energía, posición y ADC

Sin embargo, antes de proceder a la integración de las señales de posición, deberá esperarse a que se produzca la confirmación de que el evento es válido. Esta confirmación vendrá de la mano de la electrónica asociada a la señal de energía y de la puerta de integración. Dado que las cinco señales llegan a la vez al sistema de acondicionamiento y, además, también son amplificadas simultáneamente; las señales de posición deberán *esperar* un determinado intervalo temporal antes de ser integradas, pues en caso de que el evento recibido no sea válido, no resultarán de interés los datos que nos puedan ofrecer las señales obtenidas. Además, si la señal llegara a la puerta de integración antes de que la señal de energía estipule que el evento recibido es válido, y, por tanto, antes de abrir la puerta de integración, los datos que llegaran a la puerta de integración podrían darse como perdidos. Esto es porque, como ya se explicó en el apartado de señal de energía, esta se encarga de activar el interruptor encargado de abrir la puerta de integración. En la figura 3.27 se muestra el progreso de la forma de onda de la señal de entrada, desde el momento en que es detectada hasta que es retrasada.

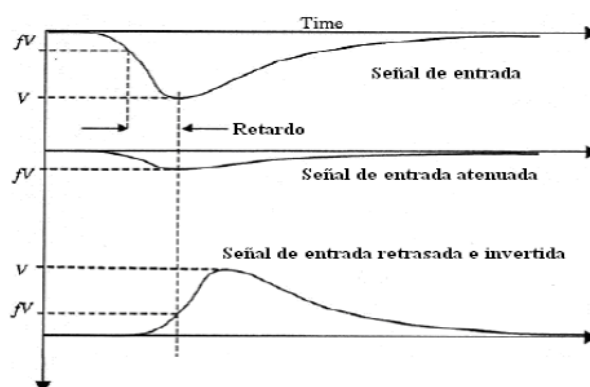


Figura 3. 27 Diagrama de retraso de la señal de entrada y salida, afectada también por un circuito inversor.

La *espera* a la que serán sometidas las señales, dependerá de los tiempos de retardo asociados a los componentes por los que pasa la señal de energía; es decir, vendrán condicionados por los tiempos de retardo del comparador, del *buffer*, del biestable y de encendido del interruptor. Para conseguir compensar estos tiempos, sincronizando los dos tipos de señales (energía y posición), se utilizará un *delay* analógico para retrasar estas últimas. Tras este tiempo de espera tras el cual la puerta de integración ya se encuentra abierta, las señales de posición salen de sus respectivos *delays* camino hacia el circuito de integración. Posteriormente, la información obtenida del circuito integrador se envía directamente al sistema encargado de convertirlo en señales manipulables por el sistema de control.

3.3 Componentes encargados de realizar el funcionamiento del sistema

Hasta el momento, solo se ha hablado del funcionamiento del sistema, pero no se ha detallado en ningún momento que componentes específicos pueden realizar esta tarea. Para arrojar luz sobre este punto, en este apartado se mostrarán las diferentes opciones disponibles actualmente para poder realizar un sistema de este tipo.

3.3.1 Materiales centelleadores

Como ya se ha comentado, las propiedades del material centelleador determinarán la tasa de conteo perceptible. Sin embargo, este parámetro también vendrá condicionado por la posterior electrónica asociada; más concretamente por su tasa de adquisición de datos. La tasa de conteo perceptible y la tasa de adquisición de la etapa electrónica, deberán ser compatibles; es por esto que uno de los parámetros más importantes a la hora de elegir el cristal a utilizar, será el valor de su longitud de onda, su *ancho máximo de emisión*.

Este parámetro mide el tiempo que tarda el evento en ocurrir, desde que se produce y alcanza el pico máximo de energía, hasta que termina de decaer. Dependiendo del material,

el tiempo de decaimiento resulta ser el más significativo. En la figura 3.28 se muestran las longitudes de onda de materiales centelleadores con distinta composición.

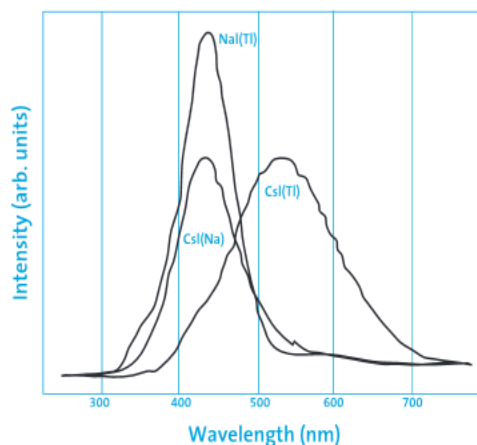


Figura 3. 28 Formas de onda relativas para tres cristales de centelleo con composiciones distintas [10].

3.3.2 Tubos fotomultiplicadores

Existe gran variedad de tubos fotomultiplicadores en el mercado, los cuales pueden conseguirse tanto en unidades independientes, como en módulos con distintos diseños, y hasta en versión micro. La elección de un tipo u otro se decidirá en función de la aplicación para la cual se requiera la utilización de los mismos. Debido a esta amplia variedad, se focalizará la ejemplificación en aquellos tubos fotomultiplicadores ofrecidos en versión matriz, y sensibles a posición, ejemplificaremos dos tipos de *PS-PMTs* fabricados por *Hamamatsu*.

- *Hamamatsu H12445 4x4 MAPMT* [11]: este conjunto contiene una matriz 4x4 de tubos fotomultiplicadores con elevada velocidad de repuesta y con un área efectiva de $23 \times 23 \text{ mm}^2$. Dado que el sujeto sometido a estudio del sistema que se pretende desarrollar será un animal pequeño, esta área puede ser suficiente dependiendo de la parte del animal que se quiera estudiar. Su ganancia entre el ánodo y el cátodo será de -1100 V. A continuación se muestran la tabla 3.29 y 3.30, en las cuales se recogen

los parámetros más significativos de este componente, cuyas aplicaciones será para física de alta energía y radiología.

Type No.	Spectral Response		Photo-cathode Material	Window Material	Dynode Structure / Stages	Maximum Ratings		Cathode Characteristics			
	Range	Peak Wavelength				Supply Voltage Between Anode and Cathode (V)	Average Anode Output Current In Total	Luminous		Blue Sensitivity Index (CS 5-58) Typ.	Radiant
								Min. (μA/lm)	Typ. (μA/lm)		
H12445-100	300 to 650	400	SBA	K	MC/12	-1100	0.018	90	105	13.5	110
H12445-103	185 to 650	400	SBA	U	MC/12	-1100	0.018	90	105	13.5	110
H12445-200	300 to 650	400	UBA	K	MC/12	-1100	0.018	110	135	15.5	130
H12445-203	185 to 650	400	UBA	U	MC/12	-1100	0.018	110	135	15.5	130

NOTE: (A) SBA: Super Bialkali, UBA: Ultra Bialkali

(B) K: Borosilicate glass, U: UV glass

(C) MC: Metal channel

Anode to Cathode Supply Voltage (V)	Anode Characteristics								Pulse Linearity per Channel		Uniformity Between Each Anode		Type No.
	Luminous		Gain	Dark Current per Channel (After 30 min)		Time Response							
	Min. (A/lm)	Typ. (A/lm)				Rise Time Typ. (ns)	Transit Time Typ. (ns)	TTS Typ. (ns)					
				Typ.	Typ. (nA)				Max. (nA)	2 % Deviation (mA)	5 % Deviation (mA)	Typ.	
-1000	25	105	1.0 × 10 ⁶	0.4	4	0.52	5.0	0.34	0.8	2	1: 2	1: 3	H12445-100
-1000	25	105	1.0 × 10 ⁶								1: 2	1: 3	H12445-103
-1000	25	135	1.0 × 10 ⁶								1: 2	1: 3	H12445-200
-1000	25	135	1.0 × 10 ⁶								1: 2	1: 3	H12445-203

VOLTAGE DISTRIBUTION RATIO AND SUPPLY VOLTAGE

Electrodes	K	Dy1	Dy2	Dy3	Dy4	Dy5	...	Dy9	Dy10	Dy11	Dy12	GR	P
Ratio	2.3	1.2	1	1	1	1	1...1	1	1	1	1	1	0.5

Supply Voltage: -1000 V, K: Cathode, Dy: Dynode, GR: Guard Ring, P: Anode

Tabla 3. 2 Características del fotomultiplicador Hamamatsu H12445 4x4 MAPMT.

- Hamamatsu 8500 8x8 MAPMT [11]: la matriz de este dispositivo cuenta con 64 ánodos receptores uniformemente distribuidos. El tiempo muerto entre eventos de este componente, como puede observarse en la tabla 3.32, la cual se encuentra inmediatamente después de la 3.31, es bastante reducido; por lo que aumentará el número de eventos que pueda recibir el conjunto.

Type No.	Spectral Response		Photo-cathode Material	(A) Window Material	(B) Dynode Structure / Stages	Maximum Ratings			Cathode Characteristics			Anode to Cathode Supply Voltage (V)
	Range (nm)	Peak Wavelength (nm)				Supply Voltage Between Anode and Cathode (V)	Average Anode Output Current in Total (μA)	Divider Current at -1100 V (μA)	Luminous (B)		Blue Sensitivity Index (CS 5-58) Typ.	
									Min. (μA/lm)	Typ. (μA/lm)		
H8500C	300 to 650	400	BA	K	MC/12	-1100	100	173	50	60	9.5	-1000
H8500D	300 to 650	400	BA	K	MC/12	-1100	100	173	50	60	9.5	-1000
H8500C-03	185 to 650	400	BA	U	MC/12	-1100	100	173	50	60	9.5	-1000
H8500D-03	185 to 650	400	BA	U	MC/12	-1100	100	173	50	60	9.5	-1000

Anode Characteristics										Pulse Linearity per Channel [± 2 % Deviation] (mA)	Uniformity Between Each Anode		Type No.
Luminous ^(F)		Gain ^(F)	Dark Current per Channel ^(G)		Dark Current in Total ^(G)		Time Response ^(H)				Typ.	Max.	
Min. (A/lm)	Typ. (A/lm)		Typ.	Typ. (nA)	Max. (nA)	Typ. (nA)	Max. (nA)	Rise Time ^(J) Typ. (ns)	Transit Time ^(K) Typ. (ns)				
25	90	1.5 × 10 ⁶	0.1	—	6	50	0.8	6	0.4	1	1: 2	1: 3	H8500C
25	90	1.5 × 10 ⁶	0.1	—	6	50	0.8	6	0.4	1	1: 2	1: 3	H8500D
25	90	1.5 × 10 ⁶	0.1	—	6	50	0.8	6	0.4	1	1: 2	1: 3	H8500C-03
25	90	1.5 × 10 ⁶	0.1	—	6	50	0.8	6	0.4	1	1: 2	1: 3	H8500D-03

Tabla 3. 3 Características del fotomultiplicador Hamamatsu 8500 8x8 MAPMT.

3.3.3 Amplificadores operacionales

En el mercado existen muchas empresas que fabrican amplificadores operacionales, puesto que presentan una gran extensión de posibles usos dentro de los circuitos electrónicos. Estos componentes son dispositivos básicos en la mayoría de circuitos con diferentes propósitos según sus características. A continuación se presentan un par de ejemplos de amplificadores operacionales que pueden encontrarse en el mercado para instrumentación.

- Amplificador Operacional THS4062 de Texas Instruments (TI): este componente se trata de un dispositivo dual, es decir, en el interior de su empaquetado se dispone de dos canales de amplificación independientes, de manera que puede amplificar dos señales distintas simultáneamente. Sin embargo, también puede encontrarse su homólogo monocanal el THS4061. El rango de las fuentes de alimentación de estos dispositivos pueden ir desde $\pm 5\text{ V}$ hasta $\pm 15\text{ V}$, y su *tiempo de estabilización* es de 40 ns. En la tabla se muestran los valores típicos del rendimiento dinámico de estos dispositivos, en función los valores de sus fuentes de alimentación.

PARAMETER		TEST CONDITIONS†		THS4061C/I, THS4062C/I			UNIT
				MIN	TYP	MAX	
BW	Dynamic performance small-signal bandwidth (–3 dB)	$V_{CC} = \pm 5\text{ V}$	Gain = 1		180		MHz
		$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$			50		
		$V_{CC} = \pm 5\text{ V}$	Gain = –1		50		MHz
	Bandwidth for 0.1 dB flatness	$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$			75		
SR	Slew rate	$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$			400		V/ μs
		$V_{CC} = \pm 5\text{ V}$	Gain = –1		350		
		$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$			40		
	Settling time to 0.1%	$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$, 5-V step (0 V to 5 V)	Gain = –1		40		ns
t_s	Settling time to 0.01%	$V_{CC} = \pm 5\text{ V}$, $V_O = -2.5\text{ V to } 2.5\text{ V}$			40		
		$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$, 5-V step (0 V to 5 V)			140		
		$V_{CC} = \pm 5\text{ V}$, $V_O = -2.5\text{ V to } 2.5\text{ V}$	Gain = –1		150		ns

† Full range = 0°C to 70°C for C suffix and –40°C to 85°C for I suffix

Tabla 3. 4 Características Amp. Op THS4062 de Texas Instruments.

- Amplificador operacional OPA2690 fabricado por Burr-Brown Products para TI [12]: este amplificador también cuenta con dos canales independientes y, dependiendo de cuantos estén ocupados, se alimentará con distintos valores de tensión. Por lo que cuando únicamente se utiliza un canal de amplificación, el valor de tensión de alimentación debe estar en un rango de [5,12] V; mientras que cuando se utilizan los dos canales, la alimentación podrá tener rango de $\pm 2.5\text{ V}$ hasta $\pm 6\text{ V}$. El *tiempo de estabilización*¹² de este componente puede variar de 8-12 ns.

¹² Tiempo de respuesta de un dispositivo frente a un cambio en alguna de sus entradas

3.3.4 Conversores Analógicos Digitales

En cuanto al muestreo de los datos llevado a cabo por el dispositivo conversor, una opción será utilizar un circuito *Track-and-Hold*¹³ (T/H), el cual actúa de manera similar a un circuito Sample-and-Hold (S/H). Este circuito S/H consiste en un bloque que selecciona en un instante determinado un valor de señal analógica. El instante en que seleccionamos dicho valor, será determinado por un reloj, y mantendrá dicho valor de la señal hasta que, otra vez, el reloj dictamine que el proceso se repita. Cualquier circuito de tipo S/H, capturará, normalmente, la señal durante el periodo de reloj alto y retendrá la señal durante el periodo bajo. Idealmente, este proceso ocurrirá instantáneamente tras el flanco de subida, como puede observarse en la figura 3.29.

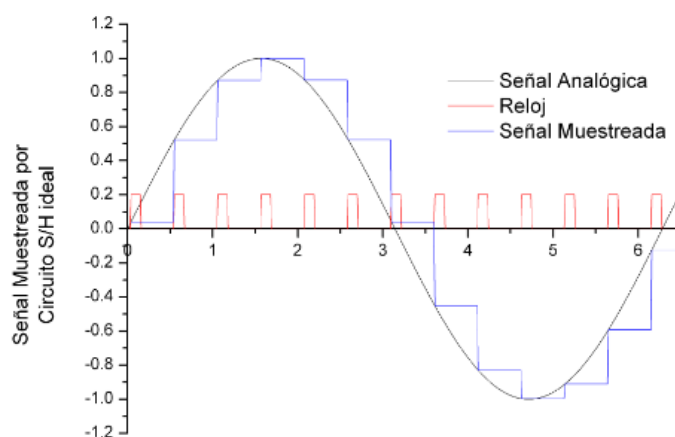


Figura 3. 29 Respuesta ideal de un convertidos analógico digital.

Sin embargo, esto no será lo que ocurra en los circuitos reales, en los que, en algunos casos, la señal de entrada se transmite directamente a la salida cuando la señal de reloj está en alta. Además, en el comportamiento real tendremos un ligero retraso antes de llegar al valor mantenido, debido al tiempo que el condensador tarda en llegar a dicho valor de tensión. Además, como es un componente con pérdidas, el ADC tiene que ser lo suficientemente rápido para que no dé tiempo a que el valor de la tensión en el condensador disminuya debido a la resistencia interna presente en el circuito. En otros casos, lo que ocurre es que la salida no es exactamente igual a la que tengamos en la entrada, sino que su tensión será igual a una tensión que haya sido predefinida. O bien, por último, tras alcanzar el nuevo valor de tensión y tras un determinado periodo de tiempo, el valor de la tensión vuelve a cero antes de que se produzca el siguiente pulso de reloj. Estas dos últimas configuraciones se muestran en las figuras 3.30 y 3.31

¹³ La traducción al castellano resulta complicada, pero podría describirse como *avanzar/seguir la trayectoria y mantener*

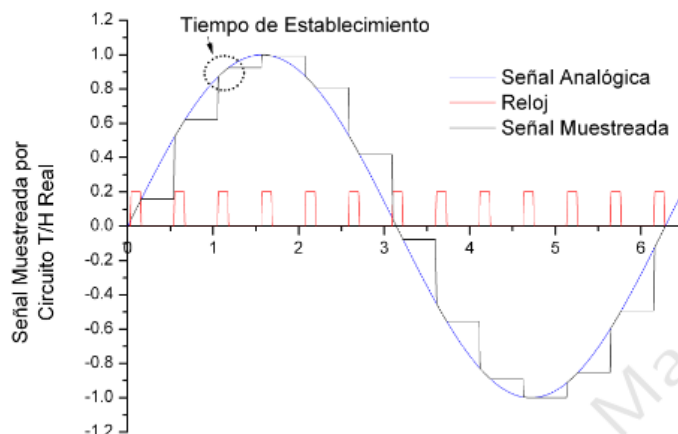


Figura 3. 30 Respuesta real de un convertidor analógico digital.

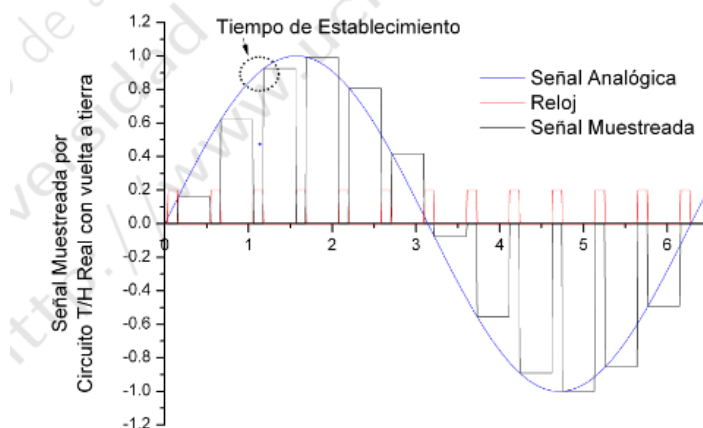


Figura 3. 31 Respuesta real de un convertidor con paso por cero.

En cuanto al modo con que el ADC realiza la tarea de conversión de señales en formato analógico a señales digitales, también existirán varias opciones. Por una parte pueden utilizarse conversores de aproximaciones sucesivas, basados en la lógica SAR¹⁴, o bien conversores de rampa, o doble-rampa. Los convertidores de aproximaciones sucesivas están basados en el uso de un algoritmo de búsqueda por aproximaciones sucesivas aplicado sobre un DAC y un comparador, con el fin de encontrar, tras varias iteraciones, el código digital de N bits que mejor presente la señal analógica de entrada. Un SAR ADC implementa una arquitectura que está compuesta por tres bloques: un DAC, un comparador y una lógica de control SAR. Su funcionamiento está basado en un proceso iterativo, mediante el cual compara combinaciones digitales de mayor a menor peso hasta encontrar la correspondiente a la señal analógica que tengamos en la entrada. En las figura 3.32 se muestra el funcionamiento de esta lógica, incluyendo el flujograma que dicta su modo de

¹⁴ Successive Approximations Register, registro de aproximaciones sucesivas

funcionamiento.

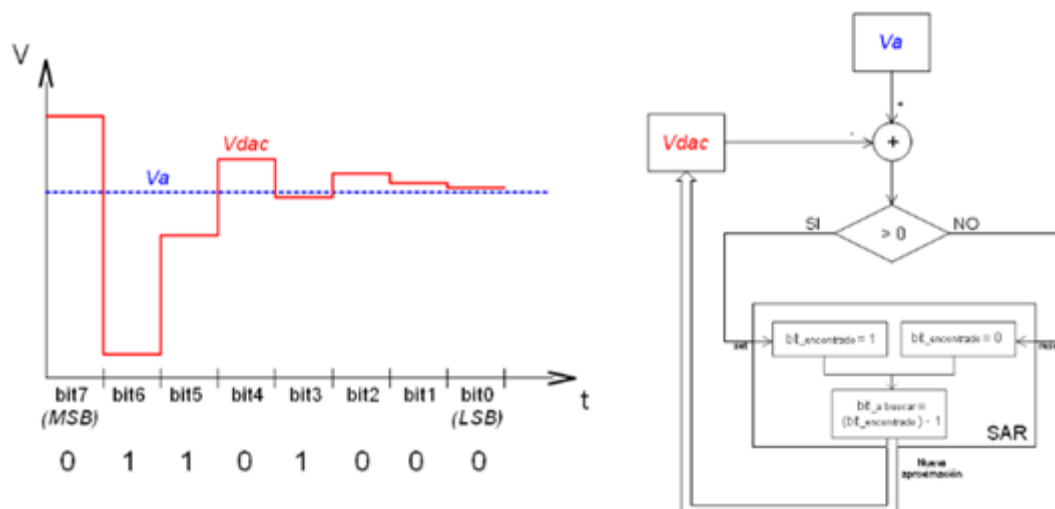


Figura 3. 32 Diagrama de funcionamiento de un convertido analógico digital de aproximaciones sucesivas.

Las aproximaciones sucesivas variarán, en cada paso, la señal analógica que manda el SAR al comparador. Esta variación equivaldrá a la mitad que en el paso anterior, lo que se traduce en el cambio de un bit en el código de búsqueda, comenzando por el bit más significativo en el principio de la iteración hasta acabar en el menos significativo. En la figura 3.33 se muestra un ejemplo de búsqueda SAR para un convertidor de 8 bits.

Iteración	Código de búsqueda	Tensión de salida del DAC (V_{dac})	Resultado comparación	Bit encontrado
1	1000_0000	5.0000000 V	0	Bit7 = 0
2	0100_0000	2.5000000 V	1	Bit6 = 1
3	0110_0000	3.7500000 V	1	Bit5 = 1
4	0111_0000	4.3750000 V	0	Bit4 = 0
5	0110_1000	4.0625000 V	1	Bit3 = 1
6	0110_1100	4.2187500 V	0	Bit2 = 0
7	0110_1010	4.1406250 V	0	Bit1 = 0
8	0110_1001	4.1015625 V	0	Bit0 = 0
Tensión de referencia: $V_{fs} = 10V$. Tensión analógica a convertir: $V_a = 4.1V$				

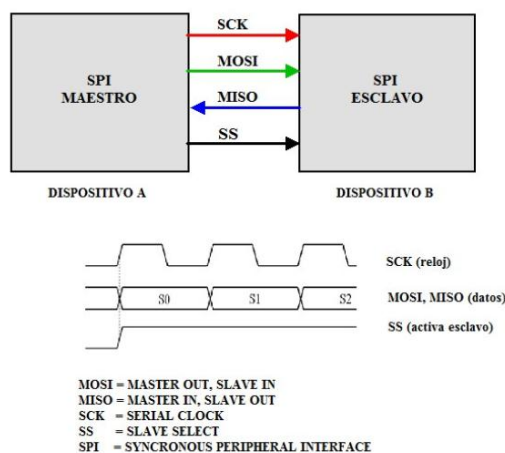
Tabla 3. 5 Explicación por iteraciones del funcionamiento de un convertidor analógico digital de aproximaciones sucesivas.

Como conclusión puede añadirse que un SAR ADC con N bits de resolución, requiere de N+1 ciclos de reloj para llevar a cabo cada conversión, sea cual sea la señal de entrada a convertir. Esto significa que la velocidad con que los datos son procesados dependerá únicamente de la frecuencia del reloj y del número de bits que utilizemos. Como último comentario, la resolución del comparador deberá ser de, como mínimo, N+1 bits; y su velocidad lo suficientemente alta como para poder hacer una comparación cada ciclo de reloj.

Comunicación digital

La elección de este componente resulta de gran relevancia en cuanto a las condiciones bajo las que trabajará el sistema. Sus características, como ya se ha venido comentando, dependerán de los elementos que le preceden y de aquellos sobre los que el dispositivo volcará los datos adquiridos. Debido a esto, es importante describir los distintos tipos de funcionamiento en los que podrán basarse los dispositivos *ADC* para comunicarse con los dispositivos del sistema y transferir las señales que pasan por los mismos. El modo en que estos componentes adquieren los datos, dependerá del tipo de comunicación con la que estos trabajen. Existen dos tipos de comunicación digital, que podrá ser o bien mediante *comunicación serie* o mediante *comunicación paralela*. Para poder tomar una buena decisión sobre el *ADC*, y poder elegir aquel que se adapte mejor a las aplicaciones que se quieran realizar, se procede a hacer una descripción de las características más importantes de estos dos tipos de comunicación entre dispositivos.

En las figuras 3.34 se esquematiza el intercambio de información para un tipo de comunicación serie, como lo es la comunicación SPI. En este tipo de comunicación la información se muestra ordenada temporalmente en una secuencia, llegando en cada ciclo de reloj una única parte del código que tendrá que ser recompuesto por el receptor en el mismo orden que le ha llegado.



ESTÁNDAR DE COMUNICACIÓN SPI

Figura 3. 34 Diagrama del protocolo de comunicación SPI.

Por otro lado, en la figura 3.35 se muestra el intercambio de señales para una comunicación en paralelo. En el caso de este tipo de comunicación, la información se divide en diferentes canales de comunicación y es enviada simultáneamente.

COMUNICACIÓN PARALELO

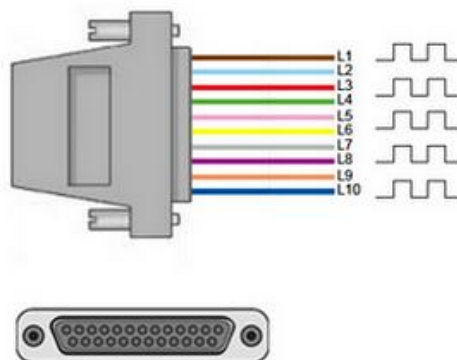


Figura 3. 35 Diagrama de comunicación Paralela.

La diferencia fundamental entre estos dos tipos de comunicaciones vendrá dada por el número de líneas (cables) necesario para llevar a cabo cada una. Por una parte, en la comunicación de tipo *paralelo*, se requerirán tantos canales como número de bits que conformen el carácter, a parte de los canales necesarios para llevar a cabo el control de la comunicación; esta configuración permite la propagación simultánea de todos los bits que conforman la señal. Por el contrario, la *comunicación* serie enviará los datos bit a bit, por lo que sólo requiere de un canal de comunicación, nuevamente a parte de las señales de control. Además cabe mencionar que, ambas comunicaciones, podrán tener a su vez dos configuraciones posibles, pudiendo enviarse las señales de manera síncrona o asíncrona; la primera de ellas, requerirá de una señal de reloj para sincronizar el envío de información, mientras que la asíncrona la información no es enviada a partir de la señal de reloj, sino que tanto en el emisor y el receptor se requerirán de relojes independientes que impongan la misma frecuencia y fase a ambos dispositivos.

De todo lo explicado, pueden adquirirse una serie de conclusiones acerca de las ventajas que reporta cada uno de los tipos de comunicación. En cuanto a velocidad de transmisión de los datos, puede predecirse que podremos alcanzar valores más elevados cuando la configuración se inclina hacia la comunicación paralela, sin embargo, también se verá acrecentado el coste respecto a la otra configuración, puesto que se requiere de más canales para que se pueda llevar a cabo, lo cual también dificulta la tarea de cablear el circuito.

Una vez descritas las características más importantes que describen el funcionamiento de los ADCs, se procede a mostrar un par de dispositivos de este tipo los cuales pueden adquirirse a través de sus distintos fabricantes.

- LTC2323-12 de Linear Technology [13]: este ADC se caracteriza el bajo ruido y elevada velocidad de conversión mediante aproximaciones sucesivas (*SAR*). Sus entradas son diferenciales con rango de modo común. Cuando este dispositivo opera con una única

fuelle de 3.3 V o 5 V, tendrá una diferencial de potencial de 8 Vpp¹⁵ en su rango de entrada, lo cual lo convierte en un gran candidato para aquellas aplicaciones que requieran un amplio rango dinámico. La tasa máxima de adquisición de este componente será de 5 MHz. En la figura 3.36 se esquematiza el patillaje del componente, acompañado de más información del componente.

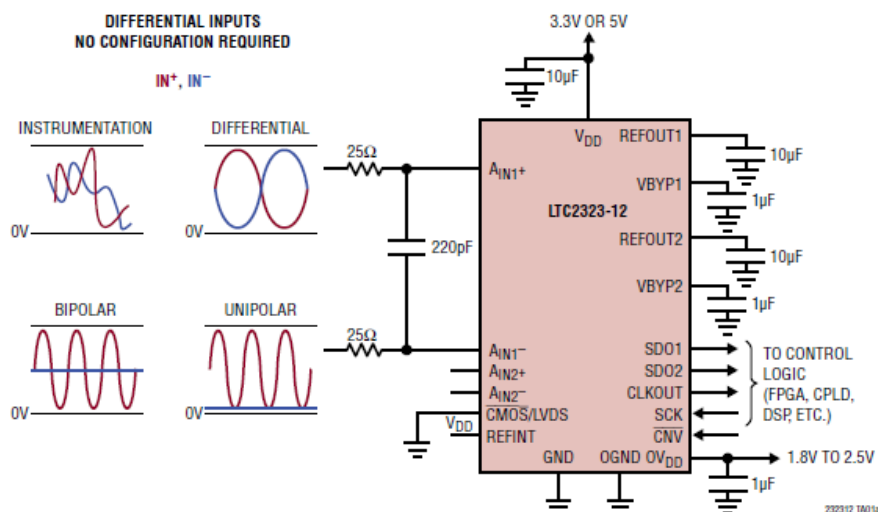


Figura 3. 36 Esquemático de convertido analógico digital LTC2323-12.

- AD7356 de la empresa Analog Devices [14]: una de las mayores características de este componente radica en su elevada prestabilidad, puesto que permite hacer la conversión de dos señales simultáneamente a una velocidad de 5MSPS por cada canal. Cuando solo se trabaja con uno de los canales, esta velocidad de conversión se verá aún más incrementada. El que el dispositivo trabaje con dos señales a la vez o con una sola, dependerá del modo de funcionamiento impuesto al dispositivo; pudiéndose elegir entre modo normal, modo de desconexión parcial y modo de desconexión completa. La figura 3.37 muestra, en segundo lugar, el diagrama de tiempos requerido para convertir dos señales simultáneamente. En cuanto a los parámetros explicados anteriormente, este dispositivo utilizará comunicación serie para transmitir y recibir la información que pasa por el mismo, cuyo diagrama de tiempos se muestra en la figura en la ilustración superior de la figura 3.37.

¹⁵ Voltios pico a pico

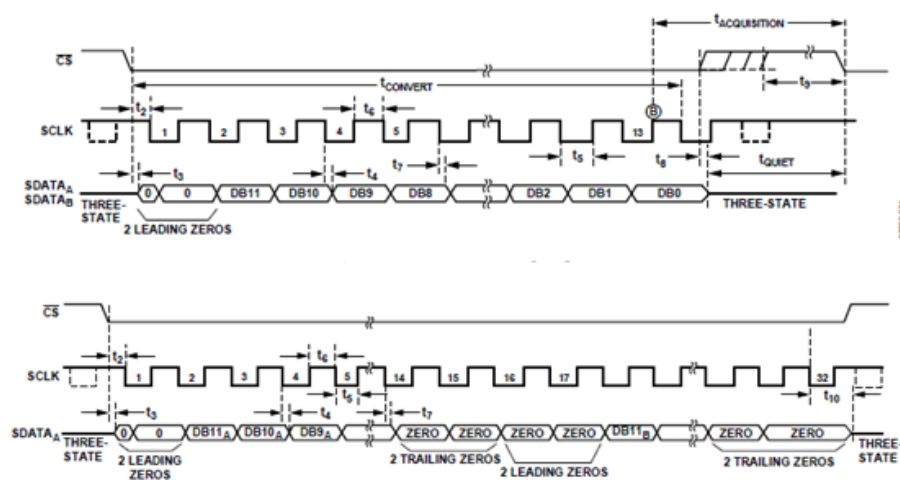


Figura 3. 8 Trama de comunicación del convertido analógico digital AD7356.

3.4 Radiofármacos

Los radiofármacos representan la herramienta más importante de la medicina nuclear. Son medicamentos, compuestos biológicamente activos, que contienen isótopos radiactivos, y que son utilizados para el diagnóstico y tratamiento de distintos tipos de enfermedades. Dependiendo de su composición y modo de administración, que podrá ser por vía oral, intravenosa, o colocándolo en una cavidad del cuerpo; estos medicamentos viajarán hacia distintas partes del cuerpo. Se utilizan frecuentemente, en bajas dosis, para estudios por imagen (diagnóstico), aunque pueden emplearse dosis más elevadas para administrar tratamientos de radiación.

Los radiofármacos pueden estar formados solamente por un elemento radiactivo (^{85}Kr); o por un radionucleido unido a un *equipo reactivo o ligante*, que podrá ser desde una estructura molecular simple hasta una más compleja como pueden ser compuestos orgánicos, fracciones proteicas, por citar alguna de ellas. Este proceso de unión de un radionucleido a un ligante se denomina como *marcaje*, y las propiedades del equipo reactivo serán las que determinen el acceso del radiofármaco a distintos receptores, tejidos, órganos... con los que este ligante tenga mayor afinidad.

3.4.1 Sinterización de radiofármacos

El tiempo de síntesis es un parámetro muy importante, pues los isótopos tienen una vida media muy corta. Es importante, por ello, encontrar procedimientos en los que los pasos se reduzcan en número y, además, se desarrollen con elevada eficiencia. De esta manera, se procura diseñar procesos de sintetización en los cuales la reacción de incorporación del isótopo ocurra en los últimos pasos, reduciendo al máximo el tiempo total de síntesis, así como el número de sustancias resultantes de la reacción (producto secundario). Además, d

Otro parámetro importante será la posición del isótopo dentro del compuesto marcado; ya que condicionará el comportamiento biológico de la molécula en cuestión. De esta manera, como ya se comentó, podemos clasificar los radiofármacos en dos grupos: radionucleídos primarios y compuestos marcados.

3.4.2 Radiofármacos marcados con isótopos emisores de positrón

Los radioisótopos emisores de positrón utilizados para marcar radiofármacos, presentan una serie de características que difieren de los demás procesos de preparación de radiofármacos.

Radiofármacos marcados con flúor-18

Debido, sobre todo, al uso de la ^{18}FDG ($2 - [^{18}\text{F}] - \text{fluoro} - 2 - \text{desoxi} - D - \text{glucosa}$) y, con menor influencia, el de la $^{18}\text{FDOPA}$; el radionucleido ^{18}F es el más ampliamente de este tipo de isótopos utilizados para marcar radiofármacos.

A pesar de que el flúor no es frecuente en las moléculas biológicas, su inclusión en moléculas biológicas pequeñas conlleva, normalmente, un aumento de la vida media de la misma dentro del organismo.

En contraposición, los átomos de flúor e hidrógeno tienen radios muy similares, por lo que el cambio de uno por otro no implicará, normalmente, grandes cambios en la estructura molecular, debidos a impedimentos estéricos. Sin embargo, sus electronegatividades sí son muy distintas; 4 en el caso de F, y 2,1 para H. Este hecho acarreará cambios sustanciales en las propiedades fisicoquímicas de la molécula.

Es preciso hacer hincapié en el mayúsculo interés de la utilización del ^{18}FDG en el estudio de la patología tumoral. Este es un marcador del metabolismo glucídico celular; el cual se encarga del procesamiento de los glúcidos (azúcares) en las células, produciendo ATP (*trifosfato de adenosina*), consumido en la catálisis de numerosos procesos químicos. Su concentración en las células tumorales refleja una tasa de crecimiento y/o proliferación alta.

Radiofármacos marcados con ^{11}C

Una de las principales características del isótopo ^{11}C es su periodo de semidesintegración, de tan sólo 20,4 min [2]. Por otra parte, puede actuar como sustituto del carbono en cualquier molécula biológica; permitiendo marcar la molécula sin comprometer y/o cambiar sus propiedades químicas y farmacológicas.

Su corto periodo de semidesintegración permite estudios *in vivo* con bajas dosis de radiación, así como estudios reiterativos en un mismo individuo en un corto rango temporal. Debido, precisamente, a este corto periodo de semidesintegración, en este caso la sintetización de los compuestos marcados debe hacerse en el mismo lugar que donde se realizará el estudio.

El decaimiento de estos radioisótopos sucede mediante la emisión de un positrón con una energía máxima de 960 keV, valor considerablemente bajo en comparación con otros radioisótopos de mayor energía de emisión.

Radiofármacos marcados con ^{15}O

Al igual que el ^{11}C , el radionucleido emisor de positrones ^{15}O destaca por su corto periodo de semidesintegración de 2,05 minutos y su energía asciende a 1720 keV [2]. Al ser el tiempo de desintegración tan corto, su utilización para un mismo sujeto se basará en múltiples estudios, dejando entre ellos intervalos de aproximadamente 20 minutos. Este hecho, además imposibilita la sintetización de radiofármacos complejos, sólo podrán obtenerse partículas sencillas, las cuales serán utilizadas para aplicaciones en el estudio del metabolismo del oxígeno y del flujo sanguíneo

3.4.3 Radiofármacos marcados con isótopos de fotón único

Los isótopos emisores de fotón único utilizados para marcar radiofármacos, deben experimentar decaimientos que no emitan partículas como pueden ser las β^- . Este tipo de partículas son capaces de penetrar varios milímetros de tejido blando, lo cual se traduce en un aumento innecesario de la radiación recibida por el paciente sometido a estudio. Sólo se mencionará la marcación con ^{99m}Tc pues supone un 80% de los casos de radiofármacos marcados con isótopos que decaen mediante emisión de fotón único, a continuación se enuncian las características que justifican esta proporción.

Radiofármacos marcados con ^{99m}Tc

Su período de semidesintegración es de 6 horas, facilitando la sintetización del mismo y facilitando la producción separadamente de su consumo, y pudiendo conseguirse mediante el uso de un generador de isótopos. Emite pocos electrones, cuya fuente es el mecanismo de desintegración que lucha con la transición isomérica. Su nivel de energía es de 140 keV. Además, resulta viable conseguirlo a partir de un generador.

3.5 Mejoras en la calidad de la imagen

Cuando se aumenta el número de elementos detectores del sistema, más superficie de detección tendrá este, ergo, más eventos podrán ser recibidos para un mismo espacio temporal. Esto reporta ventajas que, a priori, pueden no ser demasiado intuitivas pero que no carecen de importancia; como ejemplo, permite reducir la dosis de radioisótopos inyectados en el sujeto de estudio. A pesar de que las cantidades utilizadas no resultan dañinas para el organismo del sujeto, será preferible reducir las dosis suministrada, tanto sanitaria como económicamente.

En ocasiones, dependiendo del sistema en el que van dispuestos los detectores o los radio fármacos que se utilicen, la concentración y la dirección con la que inciden ciertos rayos gamma no es la más conveniente, generando una señal de peor calidad o resaltando puntos espaciales que no se corresponden con la emisión de ese fotón. Para ello, se suelen utilizar algunos dispositivos que detienen los rayos gamma que no llegan en el ángulo deseado a los detectores, aumentando así la calidad de la imagen final.

3.5.1 Colimador

Este elemento será necesario en aquellos sistemas que funcionen a partir de radiofármacos marcados con isótopos emisores de fotón único, aunque también se puede utilizar en otras aplicaciones. Esto se debe a que, la física de este tipo de radiación, no permitirá determinar la posición del punto donde se produce la aniquilación; al contrario que en aquellos que utilizan isótopos emisores de positrón. Aunque no sólo se limita a ese tipo de tomógrafos, también puede servir para mejorar la detección en tomógrafos, por ejemplo, tipo PET.

Su función principal es homogeneizar y conducir los fotones gamma detectados como líneas rectas hacia los tubos fotomultiplicadores. Dado que los rayos gamma no permiten ser enfocados, los sistemas que utilizan rayos gamma para obtener imágenes emplean el principio de colimación absorbente. Sin embargo, este es ineficiente, pues la mayoría de la radiación potencialmente útil es absorbida por el dispositivo. Por todo esto, será el primer elemento en la mayoría de las gammacámaras; sobre todo de aquellas que no utilizan radiofármacos a base de isótopos emisores de positrón, en las que será más difícil localizar el punto donde se produce la aniquilación.

Tipos de colimadores

Cuatro son los colimadores tipo utilizados en la gamma-cámara, los cuales se enuncian y detallan a continuación:

- Colimador pinhole

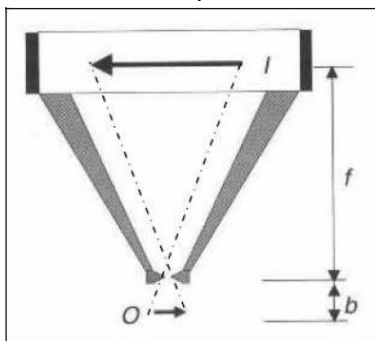


Figura 3. 39 Colimador pinhole.

Pieza cónica fabricada en plomo, tungsteno, platino, u otro metal pesado absorbente, que consta de una pequeña abertura de pocos milímetros. Esta abertura, se ubica en el vértice de la forma conoidal, a una determinada distancia del detector que definirá el *FOV* (campo de visión) de este último, entre otros parámetros de la adquisición.

- Colimador de agujeros paralelos

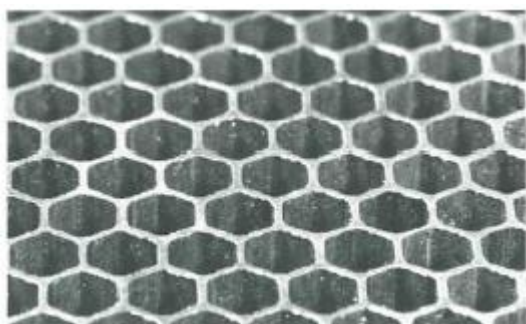


Figura 3.10 Colimador de agujeros paralelos.

Lámina de metal pesado absorbente (plomo, por ejemplo), que contiene muchos agujeros paralelos. Las paredes del metal pesado que delimitan los agujeros se llaman *septa*; cuyo grosor se adecuará a la energía máxima de los rayos gamma a detectar, de manera que éstos no pasen de un agujero a otro.

- Colimador convergente

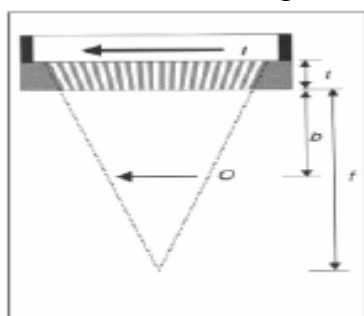


Figura 3.11 Colimador convergente.

Este tipo de colimadores tienen aperturas que convergen a un punto que está posicionado a una determinada distancia por delante del colimador. Para objetivos situados entre la cara del colimador y el punto de convergencia, el colimador proyectará una imagen de la fuente magnificada sobre el detector, aunque no invertida como en el caso de los de tipo pinhole. El tamaño de la imagen I y el objeto de la fuente O están relacionados de acuerdo con la siguiente expresión que se enuncia a continuación.

$$\frac{I}{O} = \frac{(f + t)}{(f + t - b)}$$

- Colimador divergente

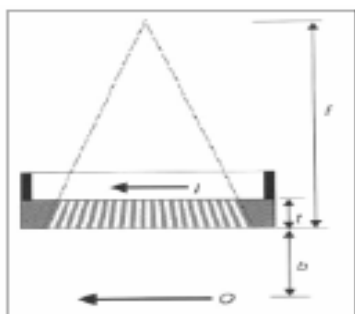


Figura 3.12 Colimador divergente.

Al contrario que los convergentes, estos colimadores presentan aperturas que divergen desde la superficie del detector. En este caso, proyectan una imagen de la fuente minimizada pero no invertida; por lo que el área cubierta por la imagen se ve incrementada en comparación con el colimador paralelo. Sin embargo, como el tamaño de la imagen varía en función de la distancia, este tipo de colimadores presentan cierta cantidad de distorsión en la imagen. Cuando, al igual que en los convergentes, I es el tamaño de la imagen y O el del objeto, el factor de minimización viene dado por:

$$\frac{I}{O} = \frac{(f - t)}{(f + b)}$$

Capítulo 4

DESARROLLO DEL SISTEMA

El sistema que se pretende desarrollar nace como fruto de una necesidad de mejora de un sistema tomográfico previamente desarrollado. El sistema desde el cual parte este proyecto se trata del sistema rPET desarrollado para Eduardo Lage, el cual se mencionó en el capítulo 3.1 como ejemplo de este tipo de sistemas tomográficos. Este sistema englobaba una estructura de anillos giratorios con tres GammaCámaras adosadas a los mismos. Gracias a este sistema se pueden conseguir imágenes tomográficas con elevada resolución y eficiencia, por lo resulta un excelente ejemplo de sistema de adquisición de imágenes. Sin embargo, debido a las grandes dimensiones del equipo completo, así como el evolucionado sistema de control del mismo, puede presentar ciertas limitaciones para algunas de sus aplicaciones, así como para el uso de los mismos de ciertos profesionales, como podrá ser un cirujano, por poner un ejemplo.

Estas limitaciones serán el verdadero motivo por el cual nace este proyecto, cuyo fin será utilizar la calidad de adquisición de las GammaCámaras que forman los sistemas de detección del sistema rPET para crear un sistema más versátil, independizado de la estructura de anillos encargada de su posicionamiento, y el cual pueda ser soportado por un brazo de gravedad cero. Es decir, el objetivo será realizar un sistema más ergonómico y que no dependa enteramente de la electrónica para su control. Paralelamente a este proyecto, el cual únicamente se encarga de la parte electrónica, han sido desarrolladas las especificaciones mecánicas que deberá cumplir este nuevo sistema detector. Este proyecto paralelo dicta las dimensiones que deberá tener la GammaCámara para que sea viable su utilización con los brazos de gravedad cero; es decir, recoge el diseño del chasis que protegerá la electrónica que se desarrolla en el presente proyecto y el cual limitará el tamaño de las placas aquí desarrolladas. En la figura 4.1 se muestra el chasis que recogerá la electrónica de la GammaCámara en desarrollo.

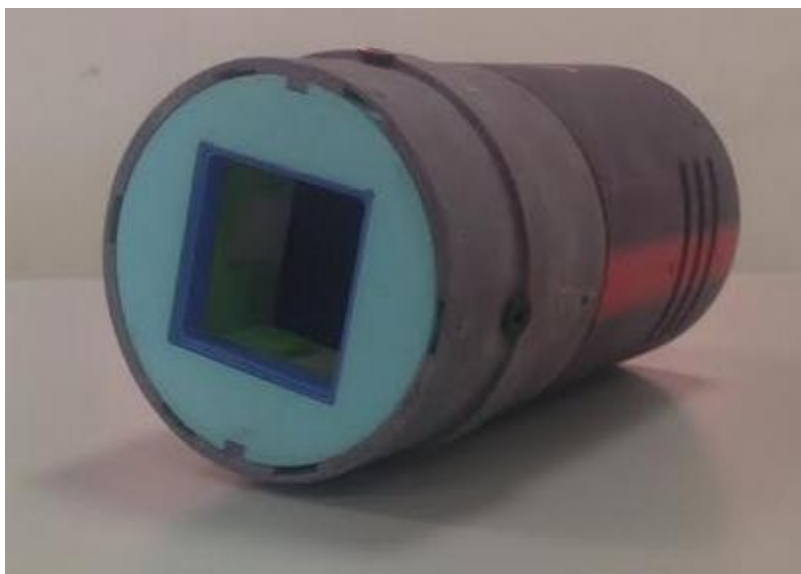


Figura 4. 1 Chasis planteado para alojamiento de la electronica del detector GammaCámara.

4.1 Análisis de la versión previa

El sistema rPET desarrollado, como se ha comentado, cumple perfectamente con las funciones para las cuales fue desarrollado. Sin embargo, para el desarrollo del presente proyecto, únicamente resulta de interés el diseño de los sistemas detectores, pues se pretende diseñar un sistema en el cual no se requiera de los demás elementos de posicionamiento. A lo largo de este subapartado se pretenden analizar las distintas partes que componen el sistema, comprendiendo plenamente el funcionamiento de cada parte y del conjunto completo, con el objetivo de poder hacer una evaluación de los componentes que permita sacar conclusiones sobre posibles mejoras.

4.1.1 Bloques detectores

El sistema rPET está formado por los cuatro elementos detectores, los cuales se sitúan agrupadas en parejas, y enfrentadas entre ellas, con la misma distancia entre unas y otras a lo largo del anillo rotatorio. A continuación, se proceden a analizar los elementos que componen el bloque detector de cada uno de estos elementos, sabiendo que bloque detector hace referencia al conjunto formado por la matriz de cristales centelleadores y los tubos fotomultiplicadores a los cuales irá acoplada ópticamente.

En el caso del sistema rPET, la matriz centelleadora estará formada por cristales LYSO, compuestos a base de ortosilicato de lutecio itrio dopado con Cerio ($\text{Lu}_2(1-x)\text{Y}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$). Las principales ventajas de este principal serán su elevada densidad, alta salida de luz, buena resolución de energía, tiempo de decaimiento pequeño, cuyas magnitudes se recogen y comparan en la tabla 4.1. Pero también se deben nombrar otras características como son su longitud de atenuación a 511 keV de 1.15 cm, su longitud de onda de salida que es de 420 nm,

así como su índice de refracción cuyo valor es de 1.81. Estos cristales son de $1.5 \times 1.5 \times 13 \text{ mm}^3$ agrupados en matrices de 28×28 cristales.

Propiedad	LSO	LYSO	BGO
Densidad	7.4	7.1	7.1
Resolución de energía	11 %	10 %	> 15 %
Producción de Luz	1.0	1.2	< 0.2
Constante de decaimiento	40 ns	40 ns	300 ns
Robustez física	Duro	Duro	Duro

Tabla 4. 1 Comparación de algunos de los parámetros más representativos de algunos de los elementos centelleadores utilizados en sistemas tomográficos PET [1].

En cuanto a los tubos fotomultiplicadores encargados de transformar la luz incidente en una señal eléctrica, se hace uso de los tubos fotomultiplicadores sensibles a posición *Hamamatsu H8500 flat panel*, cuya superficie es de $52 \times 52 \text{ mm}^2$. El rango de transmisión de los fotocátodos de estos dispositivos presenta respuesta espectral en el rango de la luz ultravioleta visible, además de elevada sensibilidad y baja corriente de oscuridad. Su bloque multiplicador de electrones se compone de 12 etapas en unas dimensiones bastantes reducidas lo cual permite tener bloques detectores completos de reducido tamaño, la figura 4.2 muestra un componente de este tipo. Como respuesta a las señales incidentes, este PS-PMT transmitirá 65 señales, 64 pertenecientes a la matriz de ánodos de dimensiones 8×8 y una última relativa a la señal de energía total la cual viene suministrada por el último dínodo del bloque multiplicador.



Figura 4. 2 Vista en perspectiva del conjunto PS-PMT H8500 Panel Flat de Hamamatsu.

4.1.2 Acondicionamiento de las señales

Dado que para reducir el número de señales con las que trabaja el sistema sólo existe la posibilidad de hacerlo a través de la lógica de Anger, etapa inalterable para ambos sistemas detectores. En el caso de las GammaCámaras del sistema rPET del cual se parte, el sistema electrónico de acondicionamiento de la señal está compuesto por un total de 9 placas electrónicas, las cuales se procede a enumerar. En primer lugar se encuentra la placa denominada *ArrayRs*, a la cual irá conectada la placa *SOCKET*, que tendrá acopladas cuatro placas tipo *AMPXY*, por cuyos extremos opuestos se conectará la placa *SALIDA*, todas estas placas estarán alimentadas a partir de la placa *F.A.H & 12C*, la cual alimentará también a la última de las 9 placas del conjunto detector, denominada *MANDO*. Una vez enunciadas, se procede a la descripción de las mismas.

Como se ha comentado, la primera se denominará como *ArrayRs* y está formada por el circuito divisor de tensión que rige la lógica Anger (figura 4.3), esta primera placa estará conectada directamente al PS-PMTs y su objetivo será reducir las 64 señales de posición a 16.

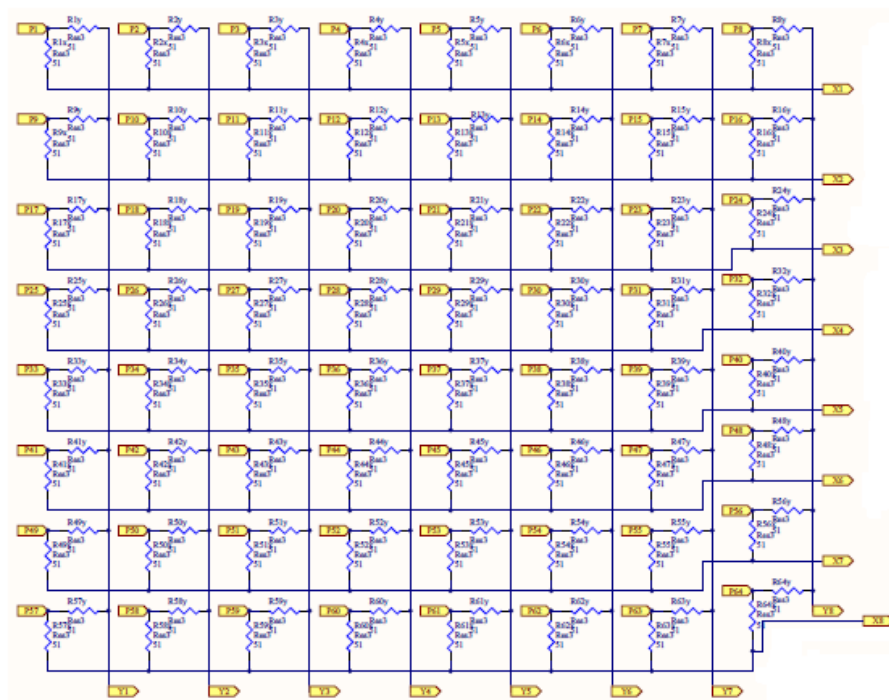


Figura 4.3 Disposición del Array de resistencias que forma la lógica de Ánger [15].

La siguiente tarjeta se denomina *SOCKET* y será la encargada de distribuir los 16 canales de la placa anterior para proceder, posteriormente, a la amplificación de las señales recibidas.

Esta amplificación de las señales se realiza mediante 4 placas electrónicas denominadas *AMPXY*, acopladas a la placa *SOCKET*, y cada una de las cuales se encargará de amplificar 4 señales. Además de recoger la etapa de amplificación, estas 4 placas *AMPXY* se encargarán de

hacer pasar a las señales por un filtro paso alto consiguiendo, de esta manera, eliminar su componente continua. Este circuito de amplificación y filtro se detalla en la figura 4.4.

Como se puede apreciar, en el caso de este sistema rPET, los amplificadores operacionales utilizados se denominan THS4062, los cuales amplifican dos veces cada señal al ser duales. El esquema puede resultar un poco confuso, pues el dispositivo ha sido diseñado en dos partes independientes, una para cada canal de amplificación, por lo que a pesar de que pueda parecer que son dos dispositivos amplificadores, en realidad ambos están dentro de un único componente.

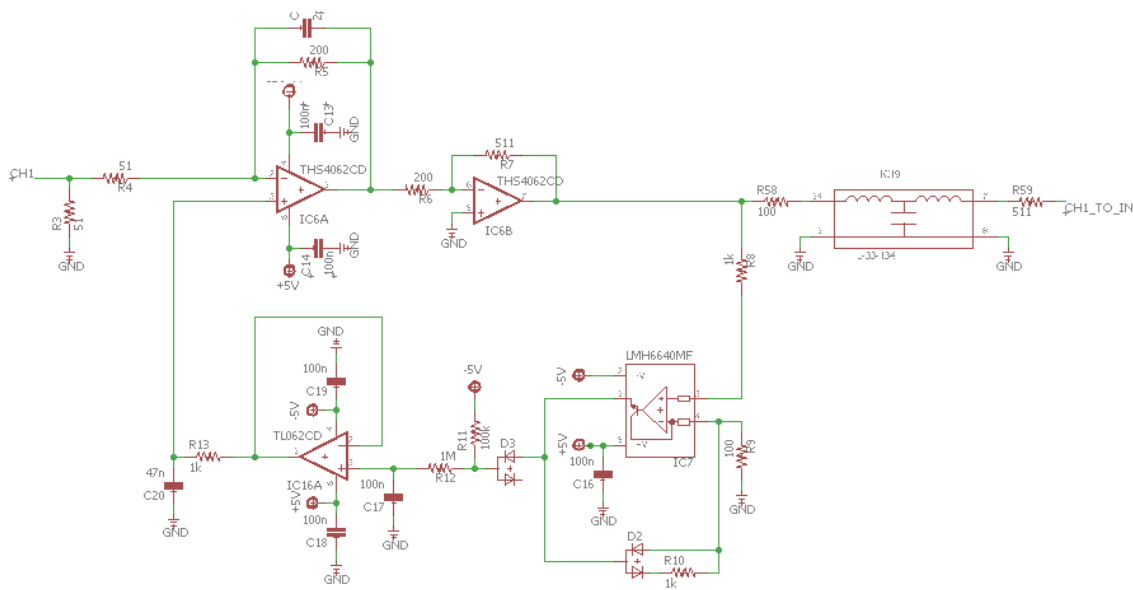


Figura 4. 5 Amplificación dual de la señal en el sistema rPET [9].

Estas cuatro placas encargadas de amplificar y filtrar las señales de posición se encuentran directamente conectadas a la placa denominada como SALIDA, tarjeta encargada de coleccionar los canales y amplificados para servirlos al medio de transmisión, con el cual se comunica mediante un conector IDC-34 al cual se conectan cables coaxiales para prevenir posibles señales de ruido. Directamente a esta placa se conecta la placa denominada ACONV, la cual se encargará de convertir las 16 señales analógicas en únicamente 4 que, posteriormente, integrará y convertirá a formato digital. Esta placa de conversión vendrá, a su vez, conectada a la placa de alimentación F.A.H.V y al bus I2C, encargado de realizar las comunicaciones con el sistema de mando. La placa F.A.H.V & I2C distribuirá la alimentación encargada de polarizar los amplificadores operacionales así como el tubo fotomultiplicador. Por último, la tarjeta de mando permitirá el control de la alimentación de alto voltaje mediante el bus I2C.

4.1.3 Adquisición de datos

Dado que los eventos detectados deben cumplir una serie de características para poder ser considerados como válidos para que se proceda a su adquisición, es necesario comprobar si estos lo son comparándolos con una referencia. En este epígrafe se llevará a cabo la

descripción de los dispositivos, del prototipo modelo, utilizados para diferenciar los eventos no válidos de los que sí lo son, pudiendo asegurar que sólo se adquieran datos procedentes de eventos válidos. Para llevar a cabo esta diferenciación, como ya se explicó en el capítulo 3, el sistema comprobará, a partir de un dispositivo comparador, que el valor de la tensión de la señal de energía está dentro del rango de tensión esperado y, por tanto, válido. El dispositivo usado para esta discriminación será el que aparece en el circuito comparador de la figura 4.6, perteneciente al conjunto de esquemas que forman el sistema que se está describiendo.

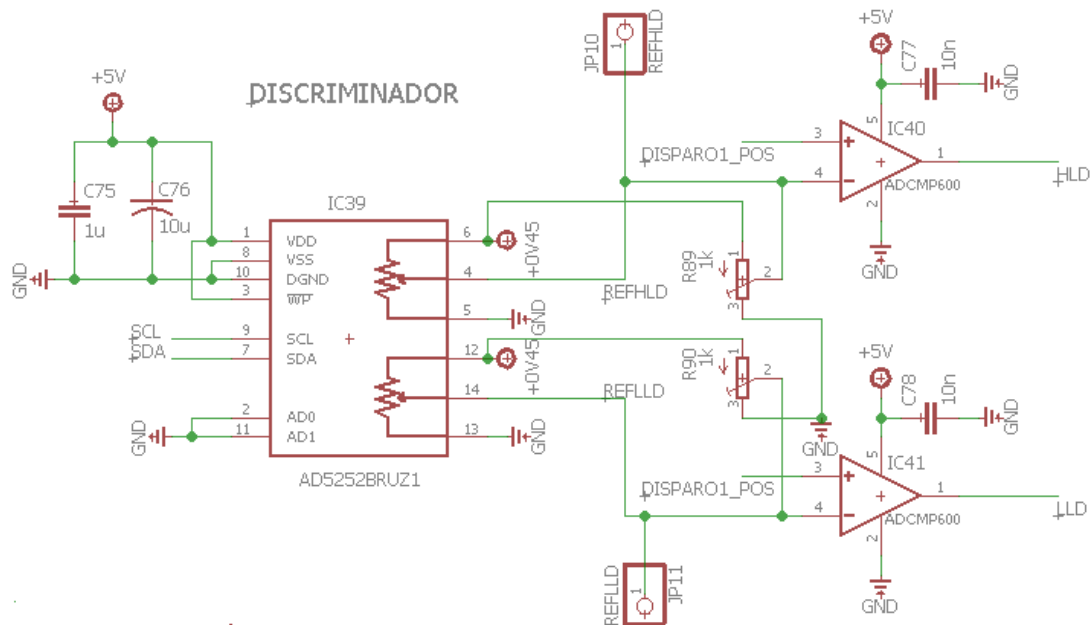


Figura 4. 6 Diseño del proceso de discriminación para el sistema detector rPET.

Como ha sido comentado con anterioridad, la información que se obtiene de las señales de posición vendrá dada a partir del área de tensión de la señal que portan. Esta integración se consigue mediante la configuración correspondiente de los amplificadores operacionales. Dado que ya tenemos dispositivos de este tipo en etapas previas, en la amplificación, el sistema utiliza los mismos (THS6042) para conseguir la configuración integradora. En la figura 4. 6 se muestra el circuito integrador, cuya activación viene controlada por el interruptor denominado SN74LVC1G66 con empaquetado DBVR.

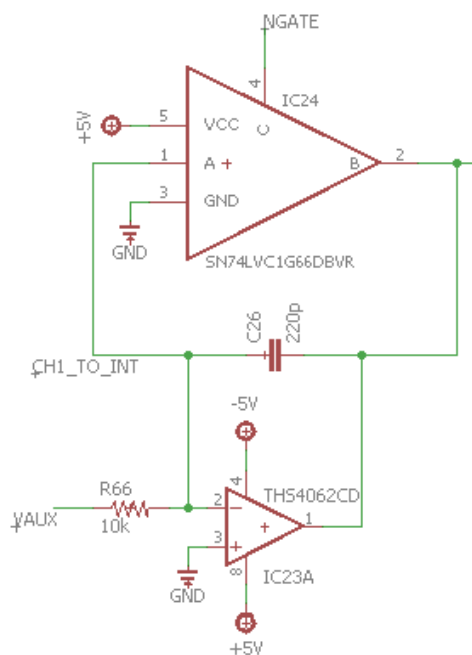


Figura 4. 7 Dispositivos involucrados en la integración de las señales de posición para el detector rPET.

4.1.4 Etapa de conversión

El resultado de las integraciones de las señales es volcado directamente en el dispositivo conversor, el cual se encarga de transferir los mismos, en formato digital, al sistema de control. En el caso de la GammaCámara de referencia, como puede verse en la figura 4.7, el ADC utilizado será el LTC1415CSW del fabricante *Linear Technology*. Una de las características más significativas de este conversor será el tipo de comunicación que utiliza; el dispositivo enviará los datos al sistema de control mediante comunicación paralelo; comunicación que empleará para comunicarse con la *FPGA*, la cual se encargara de adquirir los datos, así como del envío de las señales de control por otro bus. En cuanto a su velocidad de adquisición, podrá alcanzar un valor de hasta 1.5 MSPS y su tensión de alimentación es de 5 V. Además, este dispositivo realizará la conversión mediante un Sample-and-Hold, cuyo funcionamiento fue descrito en el capítulo 3.

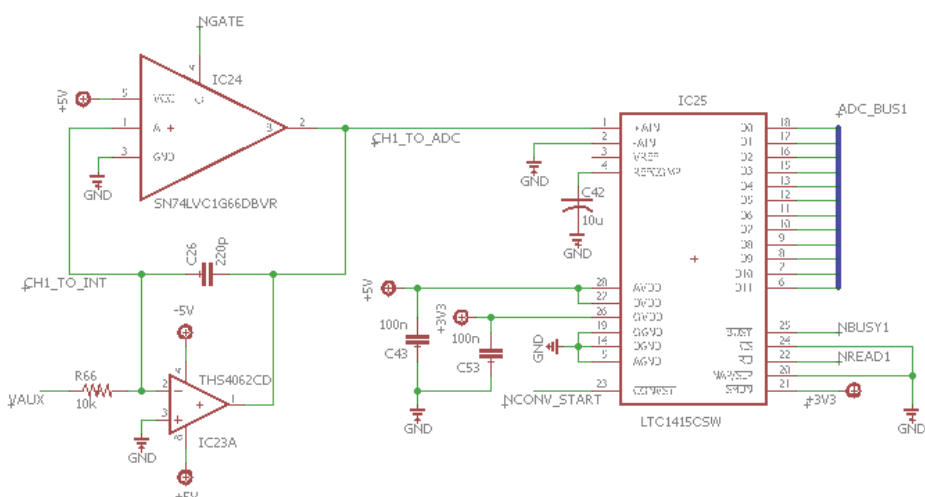


Figura 4. 7 Conversor Analógico Digital utilizado en el detector rPET.

Con el objetivo de reportar más datos sobre el sistema, en la tabla 4.2 se recogen algunas de sus características de funcionamiento más importantes para el sistema en conjunto. Por ejemplo, se muestra su *rango dinámico*, el cual determinará la amplificación previa que habrá que hacer en las señales para adaptarlas, precisamente, a este parámetro del conversor.

ANALOG INPUT

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
V_{IN}	Analog Input Range (Note 9)	$4.75V \leq V_{DD} \leq 5.25V$	•	4.096		V

DIGITAL INPUTS AND DIGITAL OUTPUTS

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
V_{IH}	High Level Input Voltage	$V_{DD} = 5.25V$	•	2.4		V
V_{IL}	Low Level Input Voltage	$V_{DD} = 4.75V$	•		0.8	V
V_{OH}	High Level Output Voltage	$V_{DD} = 4.75V$ $I_O = -10\mu A$ $I_O = -200\mu A$	•	4.0	4.5	V V
V_{OL}	Low Level Output Voltage	$V_{DD} = 4.75V$ $I_O = 160\mu A$ $I_O = 1.6mA$	•	0.05 0.10	0.4	V V
V_{DD}	Supply Voltage	(Notes 10, 11)		4.75	5.25	V

TIMING CHARACTERISTICS

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
$f_{SAMPLE(MAX)}$	Maximum Sampling Frequency Conversion and Acquisition Time		•	1.25	800	MHz ns
t_{CONV}	Conversion Time		•		700	ns
t_{ACQ}	Acquisition Time		•		150	ns

Tabla 4. 2 Tabla de características del Conversor Analógico Digital LTC1415CSW del fabricante Linear Technology [14].

4.1.5 Estructura y disposición de los componentes

Como se viene describiendo en el capítulo en desarrollo, el sistema electrónico encargado de adquirir las señales del sistema tomográfico está formado por un total de 9 placas electrónicas en las cuales se recogerán todos los dispositivos involucrados en el tratamiento y adquisición de las señales. En el anexo se recogen los esquemas que muestran el circuito electrónico completo que engloba el conjunto detector.

4.2 Propuestas de mejora y modificaciones

Como ya se ha comentado, la principal mejora que se pretende implementar al sistema será una disminución de sus dimensiones, de manera que pueda ser fácilmente manipulado, sin tener que requerir de complejos sistemas de posicionamiento. Sin embargo, dado que el sistema desarrollado se trata únicamente de una GammaCámara, la mejor posibilidad de diseño será aquella que versatilice al máximo el detector; con el fin de poder ser utilizado en distintos sistemas utilizados en Medicina Nuclear; pudiendo ser, por ejemplo, uno de los elementos detectores acoplados a una estructura de anillos giratorios. El objetivo es conseguir un detector igual que el utilizado en los sistemas rPET, pero con dimensiones considerablemente menores. Para conseguir esto, se pone como objetivo reducir las 9 placas electrónicas utilizadas en el sistema rPET por únicamente 3, las cuales corresponderán, en orden desde la salida del PS-PMTs, a la placa que recoge la lógica de Anger, la encargada de realizar todos los procesos de tratamiento y adquisición de la señal, y por último la etapa de amplificación y adquisición en la cual se incluirá además el dispositivo encargado de realizar el procesamiento de los datos. En la figura 4.8 se muestra el cambio requerido por el nuevo sistema.

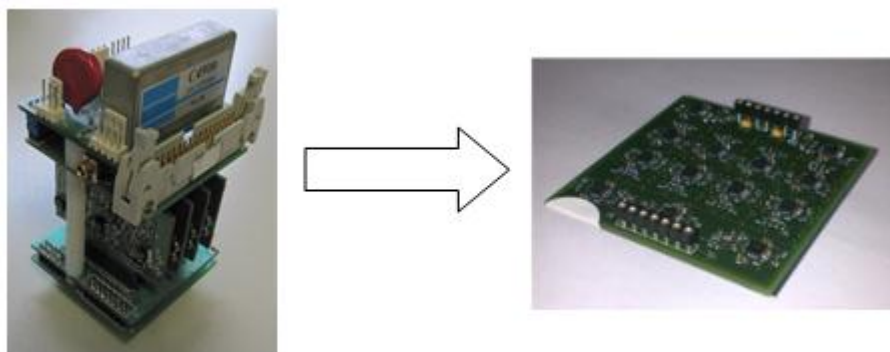


Figura 4. 8 Resumen gráfico del objetivo a cumplir a lo largo de este proyecto.

Este objetivo planteado induce, como no puede ser de otra manera, que tanto el número de dispositivos utilizados como el tamaño de los mismos se verán imitados. Por ello, en el nuevo sistema que se está desarrollando, se trabajará únicamente con 4 señales de posición, y no 16 como ocurría en el detector de referencia. Por ello, la primera placa encargada del circuito de división de tensión dará como resultado a 4 señales. De esta manera, los procesos realizados anteriormente en las cuatro placas AMPXY, cada una de las cuales se encargada de cuatro señales de posición, podrán recogerse ahora en una única placa PCB¹⁶. Esta placa además de encargarse del tratamiento de las cuatro señales de posición, también hará lo propio con la señal de energía DY12, es decir, también será la encargada de llevar a cabo la discriminación. En adición, también se incluirá en esta placa electrónica la conversión de las señales consideradas como eventos válidos. Debido a todo esto, nuevamente se reitera la

¹⁶ Printed Circuit Board, placa de circuito impreso.

necesidad de reducir tanto el número como el tamaño de los componentes encargados del tratamiento y conversión de las señales recibidas en el sistema detector.

4.2.1 Amplificadores

A la hora de diseñar circuitos electrónicos, resulta conveniente utilizar dispositivos que trabajen, lo más extendidamente posible, con la misma tensión de alimentación; aunque, por desgracia, esto no resulta siempre posible. De esta manera, el sistema desarrollado, debido a un intento de generalizar el valor de la tensión de alimentación de los componentes que lo conforman, trabajará con valores de tensión de +2.5 V y -2.5V para los dispositivos analógicos, y con valor de +3.3 V para los digitales. Debido a esto, deberán ser usados amplificadores operacionales que trabajen a las tensiones analógicas definidas, como es el caso de los amplificadores operacionales OPA2690 [12], cuyas características fueron descritas en el capítulo 3. En el mercado existen muchos tipos de amplificadores operacionales que trabajan a distintos niveles de tensión; sin embargo el valor de alimentación no es la única característica que requerida en los dispositivos amplificadores.

Sabiendo que, por una parte, el objetivo del proyecto radica en diseñar una etapa electrónica compacta, y que el sistema requiere el acondicionamiento y tratamiento de 5 señales, las cuales como mínimo serán sometidas a dos etapas de amplificación; resulta de gran interés la opción de utilizar, al igual que hacía el sistema modelo, componentes amplificadores los cuales incluyan en su interior dos canales de amplificación. Gracias al uso de este tipo de componentes, la primera de etapa de amplificación podrá llevarse a cabo con únicamente 5 componentes amplificadores, frente a los 9 que se requerirían en caso de usarse componentes simples de un único canal amplificador. Todo esto, sin contar con el hecho de que el sistema nuevo trabajará únicamente con cuatro señales de posición en vez de 16, en cuyo caso la etapa amplificadora requería de 16 amplificadores operacionales únicamente para las señales de posición, por lo que en total serían 17 componentes amplificadores; más del triple que en el sistema que actualmente se propone. Esta reducción de componentes, como puede deducirse, equivaldrá no sólo a una reducción del tamaño del sistema detector, sino también a una reducción sustancial en el capital invertido en la etapa recientemente descrita.

Debe mencionarse que, por seguridad, resulta conveniente utilizar componentes distintos para realizar las amplificaciones de cada señal; es decir, en lugar de utilizar un componente para amplificar dos señales distintas y posteriormente otro para volver a amplificar estas señales distintas, será preferible utilizar un único componente para amplificar dos veces la misma señal. Esto permitirá reducir el número de señales afectadas cuando algún dispositivo presenta algún tipo de defecto. En la figura 4.9 se muestra la doble amplificación de una misma señal.

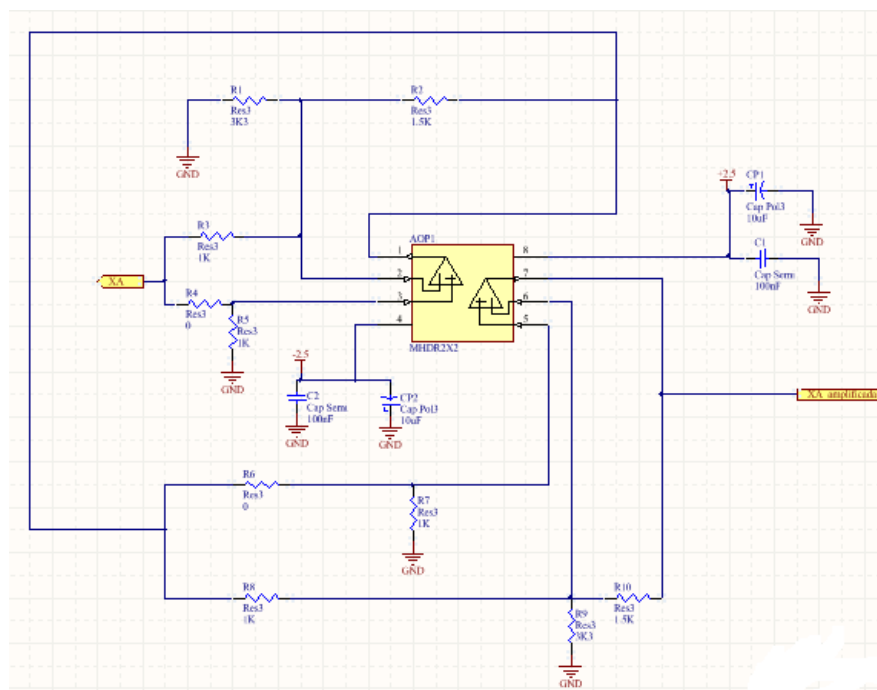


Figura 4. 9 Configuración Inversora y No Inversora de los dos canales de amplificación del componente OPA2690.

Otro de los objetivos que se debe tener en cuenta a la hora de realizar el diseño, radica en proponer un sistema lo más versátil posible. De esta manera, todas las etapas amplificadoras han sido diseñadas tanto para su configuración inversora como para la no inversora; pudiéndose llevar a cabo dos inversiones por señal, una o ninguna, esta doble configuración es la que se detalla en la figura 4.9. Lo que permite este sistema equivale a la posibilidad de posponer la decisión sobre cuál configuración resulta ser la más adecuada, dependiendo del uso futuro del detector, hasta el momento en que los componentes sean montados en la placa. Una vez se haya llegado a una conclusión al respecto, únicamente se montarán aquellos elementos resistivos correspondientes a la configuración requerida. Es decir, el que se planea, resulta ser un diseño que engloba múltiples soluciones en un único sistema que servirá para distintos modos de sistemas de detección.

4.2.2 Envío de señales en formato serie

En cuanto al protocolo utilizado para el intercambio de información con el sistema de control, la solución se decanta por el protocolo SPI. Esto se debe a que en el caso de hacer uso de protocolos de comunicación paralela, el sistema requeriría de una FPGA para poder recibir todos los datos en paralelo a alta velocidad, necesitando más espacio para ello.

Puesto que el objetivo del presente proyecto solo trata la parte analógica del sistema detector, se prefiere desechar el uso de un dispositivo como este, simplificando el ruteado de los elementos involucrados en la adquisición de datos, ADC y sistema de control. El protocolo SPI comunica estos dos últimos dispositivos mencionados, correspondiéndose el sistema de control con un microcontrolador programable. De los dos, el microcontrolador actuará como

el maestro mientras que el ADC corresponderá al esclavo del microcontrolador. En cuanto a la señal que interrelaciona estos dos componentes, será aquella que resulte de la comparación de la señal de energía que determinará si se lleva a cabo o no la conversión. De esta manera, la señal de modo alto resultante del dispositivo comparador corresponderá a la señal de inicio de integración, conversión y adquisición, las cuales deben estar perfectamente sincronizadas.

El esclavo ADC corresponde al dispositivo AD7356 [12], que ha sido explicado en el capítulo 3, donde se comentaron alguna de las características de este componente. Este tipo de conversor dispone de dos puertos SPI para realizar la comunicación de los canales simultáneamente. Esta una de las características que más interesaban para el presente proyecto, pues debido al reducido espacio disponible en la placa a desarrollar, permitirá reducir a la mitad el número requerido de este tipo de componentes. De esta manera, la etapa conversora únicamente incluirá dos dispositivos AD7356 para llevar a cabo la conversión de las 4 señales de posición con las que trabaja el sistema planteado; esta reducción del número de elemento dará lugar a una disminución del espacio utilizado y de los costes relacionados con este elemento, al igual que ocurriría con los amplificadores operacionales.

En cuanto a las especificaciones de la comunicación serie del conversor analógico digital AD7356, el dispositivo requiere un mínimo de 14 ciclos de reloj en serie (*SCLK*) para realizar el proceso de conversión completo y para acceder a los datos de una conversión en cualquiera de las líneas de datos del dispositivo. Cuando su terminal de selección cae al nivel bajo, equivalente a decir que el maestro selecciona este dispositivo como el activo en la comunicación SPI, se inicia el proceso de conversión. El resto de los datos se registran después de los bordes descendentes *SCLK* subsiguientes, comenzando con dos cero iniciales. Por lo tanto, el primer flanco de reloj descendente en el reloj en serie tiene el cero inicial proporcionado y también registra el segundo cero inicial. Para conseguir, efectivamente, la adquisición simultánea de dos canales de información deberá ser utilizado el modo de funcionamiento adecuado para este propósito; más concretamente dependerá del orden en que los bits son enviados e intercalados con valores de cero lógicos; esta configuración puede encontrarse dentro de las hojas de especificaciones del componente y su diagrama de tiempos se detalla en la figura 4.10.

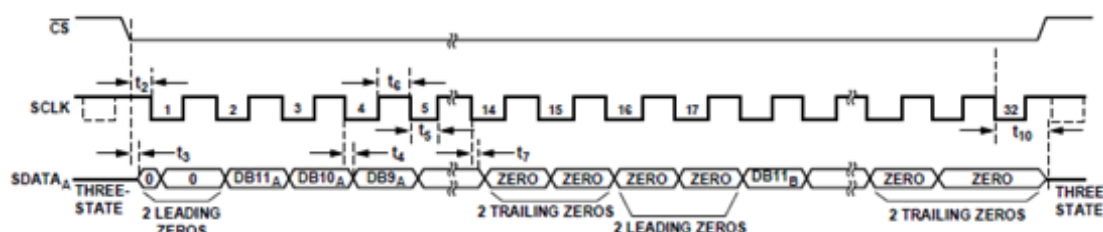


Figura 4. 10 Configuración del conversor AD7356 para la conversión simultánea de sus dos canales. Con esta configuración se produce la lectura de ambos ADCs en una única línea *SDATA* con 32 ciclos *SCLK*.

Como se puede observar en el diagrama de la figura 4.10, cuando la conversión de ambos ADCs contenidos en el AD7356 se produce de manera simultánea, el resultado de ambas conversiones se obtiene a partir de una única línea de salida de datos. Esto podría resultar

inconveniente para el sistema, pues al necesitar el doble de ciclos de reloj la adquisición podría ralentizarse. Sin embargo, debido a la elevada tasa de adquisición con que las líneas pueden trabajar independientemente (5MSPS) el problema queda solventado, a diferencia de lo que ocurriría si se trabajara con dispositivos más lentos, como resulta ser el caso del conversor utilizado en los detectores del tomógrafo rPET, el LTC1415 cuya tasa máxima de muestreo corresponde a 1.25 MPSP, es decir, la cuarta parte del valor que podrá alcanzar el nuevo dispositivo.

Como bien se ha explicado, este sistema viene gobernado por el microcontrolador, el cual actuará como maestro del protocolo de comunicación y será encargado de enviar tanto la señal de inicio de conversión, así como la que indicará el fin de la misma. La señal de fin de conversión, sin embargo, podría conseguirse a través de otro tipo de solución, como puede ser mediante un *delay* digital induciría el retraso requerido a la misma señal que indica al microcontrolador que puede iniciar la conversión y detener la conversión. Sin embargo, dado que el tamaño del encapsulado de los *delays* digitales existentes en el mercado son significativamente grandes, comparado con el resto de elementos utilizados, lo que obligaría a ocupar mayor espacio, que van en contra de los objetivos del proyecto. Esta idea fue descartada, con el objetivo de prescindir de estos componentes grandes, y haciendo uso de la etapa de control para indicar el fin de la integración.

4.2.3 Cristales centelleadores

Debido al uso de un sistema de control gobernado por un microcontrolador en lugar de una *FPGA*, la velocidad a la que se produce la comunicación serie puede descender, teniendo que adaptar otros elementos a este cambio.

La mayor diferencia recae en el cambio del tipo de cristal, donde en rPET se utilizaban cristales LYSO [10], se requerirán cristales más lentos, cuyos pulsos recibidos tardan más tiempo en decaer. El sistema que se desarrolla utilizará cristales a base de yoduro de cesio (CsI). El CsI es un centelleador relativamente lento, con un tiempo de decaimiento de, aproximadamente, 1 ms para los rayos gamma. Este material debido a su alta densidad relativa y número atómico, cuenta con un alto poder de frenado de rayos tipo gamma. Para realizar la cuenta del número de centelleos, se utiliza en su forma no dopada con sodio o talio. En cuanto a sus características físicas, el CsI actúa igual independientemente del activador utilizado. Además, debido a que no tiene plano de división, es bastante resistente tanto a choques térmicos como mecánicos, pudiendo utilizarse en condiciones de choque severas, como las colisiones accidentales que se pudieran producir si el detector se montase en un brazo de gravedad cero en un quirófano.

4.2.4 Alimentaciones

Antes de hablar de las alimentaciones del sistema, debe mencionarse que el diseño de la etapa de alimentación no es parte de las responsabilidades de la etapa electrónica de acondicionamiento y adquisición de datos que se está desarrollando en este proyecto; pues la etapa de alimentación se incluirá en una placa electrónica adicional que incluirá también el microcontrolador usado para el sistema de control. Sin embargo, con el objetivo de aclarar los requerimientos futuros de la placa que falta ser desarrollada, debe constar que, solo para esta placa, se requerirá de dos tipos de alimentación, uno para los dispositivos analógicos y otro para los digitales. Las tensiones analógicas que se deben proporcionar tienen valores de +2.5 V y -2.5 V; mientras que la alimentación digital deberá ser de +3.3 V. Además, para evitar posibles ruidos entre las señales analógicas y digitales, también se deberá aportar una referencia a tierra para la parte analógica que sea independiente a la otra referencia de tierra digital.

4.2.5 Sincronización de las señales

Para poder sincronizar la llegada de las señales de posición a la puerta de integración con el momento de apertura de la misma por parte de la señal de energía DY12, deberán tenerse en cuenta los tiempos de respuesta derivados de los componentes adicionales por los que pasa DY12 antes de ordenar al microcontrolador que debe efectuar el inicio de conversión, y por los cuales las señales de posición no tendrá acceso. En adición, también deberá tenerse en cuenta el tiempo que el sistema de control, microcontrolador, tarda en mandar la señal de respuesta.

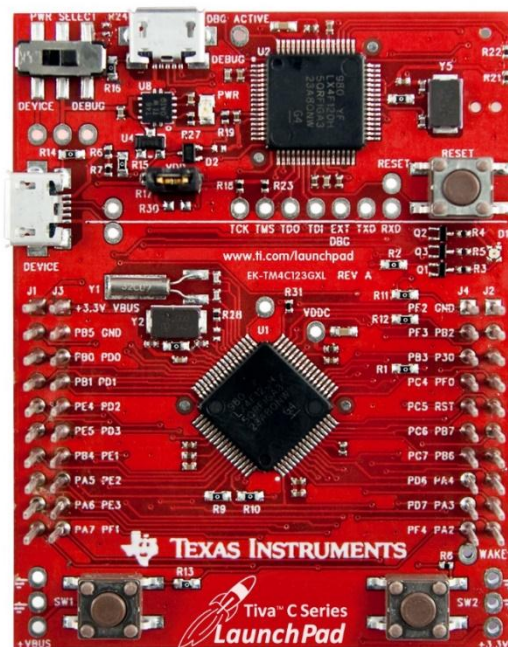
La respuesta ante las señales de entrada los dispositivos no es ideal, pues si lo fuera no se produciría ningún retraso, sino que su reacción se produce con un ligero retraso en la señal. A pesar de que estos tiempos de reacción son significativamente pequeños, debido al corto período de existencia de los eventos que se pretenden detectar, podrían dar lugar a la pérdida de datos. Es por esto que resulta de vital importancia sincronizar las señales mediante la compensación en las señales de posición del tiempo derivado del proceso de discriminación. Los dispositivos involucrados en la desincronización de los dos grupos de señales serán el comparador, el biestable y el propio interruptor encargado de abrir la puerta de integración; cabe mencionar que otro de los dispositivos por los que pasará la señal comparada es el buffer, sin embargo este componente actúa únicamente como seguidor de tensión y no introducirá ningún tiempo de retraso a la señal.

Dado que dependiendo de los dispositivos utilizados el tiempo a compensar puede variar, nuevamente con la intención de diseñar un sistema electrónico lo más versátil y adaptable posible a posibles cambios. El conexionado con el dispositivo encargado de retrasar las señales, el *delay* analógico AIZ-1501 ha sido configurado de manera pueda accederse a cualquiera de sus valores de retraso de la señal de entrada, anticipándose de esta forma a posibles cambios y, nuevamente, posponiéndose la decisión de su configuración cuando ya se

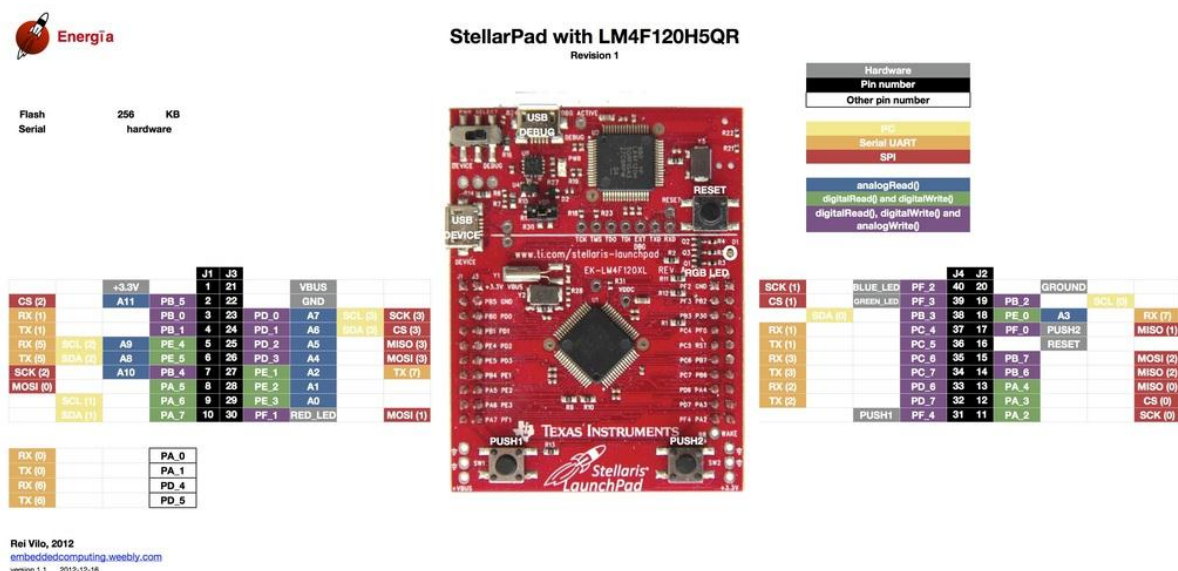
haya decidido el diseño completo del sistema. Esto permitirá que ante variaciones, por ejemplo, en los tiempos de respuesta del microcontrolador utilizado, pueda hacerse una valoración del valor total del tiempo de retraso final, pudiendo elegir en el momento de montaje de los componentes cuál será la salida que deberá configurarse mediante un componente resistivo de valor cero que permita el paso de la señal a una determinada patilla y su correspondiente valor de retraso; mientras que las demás salidas del dispositivo amplificador deberán dejarse sin conectar.

4.2.6 Sistema de control

Para llevar a cabo el sistema de control del sistema que se pretende implementar, se hará uso de un dispositivo microcontrolador, el cual, a la hora de realizar las pruebas de control de la electrónica previa, se encontrará posicionado en una placa de evaluación como, por ejemplo, puede ser la *Stellaris Launchpad* del fabricante *Texas Instruments*, figura 4.11. Debido a que las dimensiones de esta placa son compatibles con la futura carcasa del sistema electrónico, serán las mismas que se utilizarán para la placa que se está desarrollando, de manera que la disposición de las pistas que unen el conector de la *launchpad* con el dispositivo microcontrolador puedan servir de referencia para la futura placa que de manera definitiva incluirá el microcontrolador y la etapa de alimentación del sistema. En la figura 4.11 dos son los ADCs dispuestos en la placa de evaluación, sin embargo en la placa desarrollada sólo se requerirá de un dispositivo de este tipo para llevar a cabo el sistema de control.



Debe tenerse en cuenta que cada una de las patillas del dispositivo microcontrolador tendrá asociada una serie de restricciones respecto a los tipos de señal que podrá recibir y/o enviar. De esta manera, los distintos pines de los conectores *J* también deberán cumplir dichas consideraciones, pues serán los encargados de encaminar las señales hacia el microcontrolador. Con lo que respecta a la placa desarrollada a lo largo de este proyecto, también deberán tenerse en cuenta estas limitaciones a la hora de diseñar la conexión de las distintas señales de salida de sus conectores, pues irán directamente conectados a los conectores *J*. Estas consideraciones vienen especificadas con código de color en la figura 4.12. Como se puede observar en esta última figura, existe una patilla específicamente para realizar la alimentación de 3.3 V digitales, por lo que se puede optar por no incluir esta tensión de alimentación dentro de la etapa correspondiente y hacer uso directamente del pin de alimentación proporcionado ya que el resto de los componentes de esta placa tienen un consumo muy bajo.



PCB podrán ser aprovechadas, de manera que la disposición de los elementos resulta más sencilla. En caso de haber decidido utilizar componentes con montaje de agujero pasante (THD¹⁸) los componentes resultarían mucho más grandes lo cual, a pesar de reportar ventajas como pueden ser la mejor manipulación y soldadura de los mismos, implicaría la necesidad de diseñar una placa electrónica de mayores dimensiones, la cual ya no se adaptaría a las dimensiones requeridas. A lo largo de este epígrafe se detallará la disposición de los dispositivos en la placa diseñada, así como las características geométricas de la misma.

4.3.1 Características geométricas de la PCB

Las dimensiones de la placa electrónica desarrollada, como bien se ha comentado previamente, dependerán de las dimensiones con las que fue diseñada la futura carcasa que albergará el sistema electrónico del detector, las cuales se muestran en la figura 4. 19.



Figura 4. 19 Referencia del tamaño de la carcasa que acogerá la electrónica de sistema detector.

En un primer momento fue barajada la idea de hacer una placa las dimensiones de la electrónica previa, 52x52 mm²; sin embargo, este tamaño obligaría a utilizar componentes electrónicos con un encapsulado más pequeño del que se ha elegido, lo cual equivaldría a posibles futuros problemas relativos al momento en que se proceda a la soldadura de los dispositivos en las superficies de las placas. Por tanto, dado que este primer diseño es una transición entre el periodo de desarrollo y prueba del sistema de control, y el diseño final de la placa; finalmente se determinó hacer una placa PCB con las mismas dimensiones, ancho, largo, y disposición de los conectores J1, J2, J3 y J4, que la placa de pruebas que será utilizada

¹⁸ Through-Hole Device

para el diseño del sistema de control, cuyas dimensiones se recogen en el plano mostrado en la figura 4.20, las cuales son compatibles con el diámetro menor de la carcasa prediseñada.

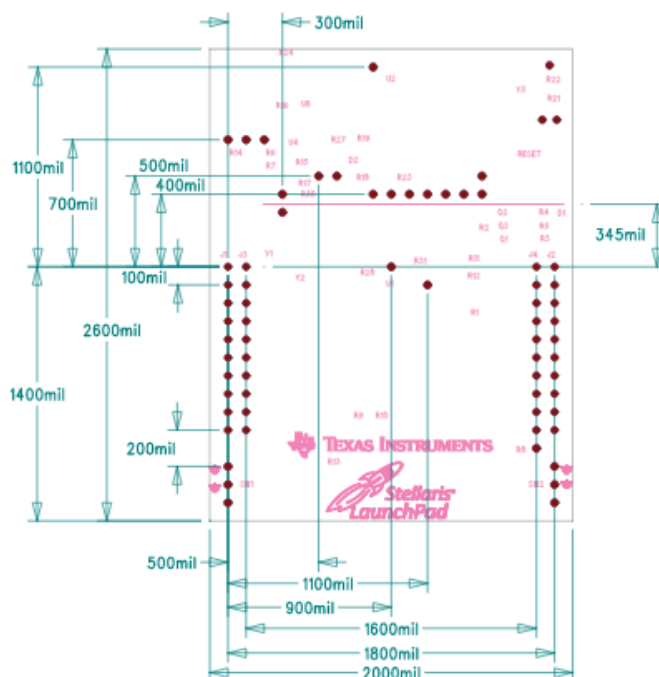


Figura 4. 20 Dimensiones de la placa de evaluación Stellaris Launchpad de Texas Instruments en unidades de mils, para las cuales 1mil = 0.001 inch = 0.0254 mm.

4.3.2 Características de diseño de la PCB

Teniendo en cuenta el elevado número de componentes de los que requiere la etapa electrónica que se está desarrollando, el número de interconexiones entre componentes presente en la misma, el cual aumentará contra más componentes haya, y el reducido tamaño de la placa en cuestión; nace la necesidad de hacer uso de la tecnología multiplaca para el diseño de la PCB. Este tipo de diseño permite reducir el número de vías en cada una de las capas del conjunto. Además, dado que este tipo de configuración cuenta con un plano de masa del tamaño de la tarjeta, el sistema contará con blindaje de protección frente al ruido. Todo esto asegurará la inalterabilidad de la calidad de las señales con las que se trabajan, las cuales, en el caso del sistema que se está desarrollando, resultan ser significativamente débiles.

A pesar de que la tecnología multicapa resulta ligeramente más costosa de fabricar, su uso para sistemas electrónicos complejos, como es el que atañe al presente proyecto, queda completamente justificado, pues permite simplificar un trazado de pistas que, de otra manera, podría resultar imposible; ya que, como hemos dicho, una de las mayores limitaciones de la etapa que se está realizando vendrá asociada al tamaño de la misma.

A la hora de posicionar los componentes en las superficies superior e inferior de la placa, el diseño elegido presenta simetría en lo que respecta a los componentes de las señales XA y XB, y de las YA e YB. Es decir, ambas capas presentarán la misma disposición de estos

elementos, mientras que los elementos asociados a la señal de energía tendrán presencia en ambas capas, puesto que la limitación de tamaño no permite posicionarlos en el espacio libre restante de una de las capas.

4.3.3 Formato de componentes

Como se comentó en la introducción de este apartado 4.3, los componentes con los que trabajará el sistema se caracterizan por ser de tipo *SMD*. Pero no sólo los componentes más importantes, como el ADC o los amplificadores, cumplirán esta característica, sino que se extrapolará a todos los componentes que forman el sistema. Debido a los requerimientos de configuración de los elementos, estos requieren del uso de elementos tanto resistivos como capacitivos conectados a sus pines, los cuales aseguren el buen cumplimiento de sus funciones; cada dispositivo describe en su hoja de características cómo deben ser estas configuraciones. Debido a la cantidad de estos elementos de los que requiere la placa para desarrollar sus funciones, la cantidad de elementos resistivos y capacitivos se verá multiplicada, por lo que la necesidad de utilizar tantos dispositivos de este tipo obligará también a escogerlos de tipo *SMD*. En la figuras 4.16 y 4.17 se muestran las diferencias de tamaño entre componentes de orificio pasante y de montaje superficial.

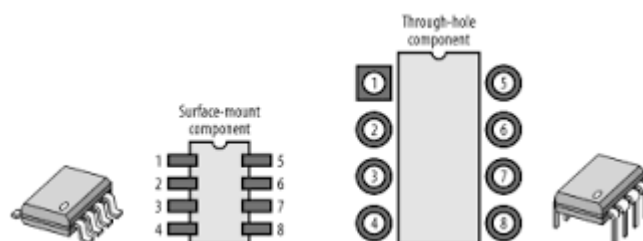


Figura 4. 16 Diferencia de dimensiones, de un mismo tipo componente, para montaje superficial (izquierda) y para orificio pasante (derecha).

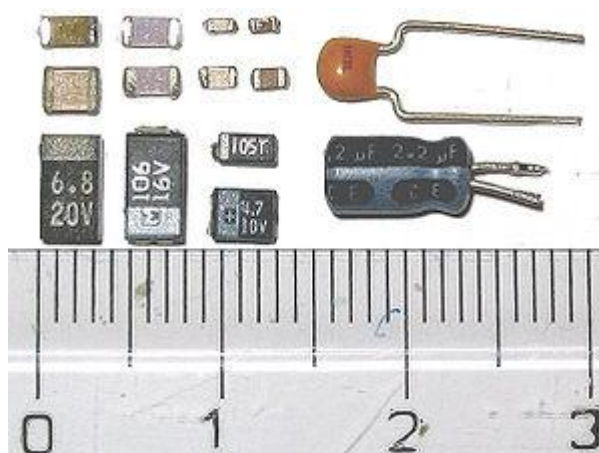


Figura 4. 17 Comparación de dimensiones, con referencia de sus medidas, de componentes milimétricos de montaje superficial (izquierda) y de componentes de orificio pasante de varios centímetros (derecha).

4.3.4 Clase de diseño de la PCB

La clase con la que una placa *PCB* es diseñada recoge las características geométricas de diseño que deberán tenerse en cuenta a la hora de fabricar la placa. Estas características dictarán a su vez las pautas a seguir durante el proceso del diseño.

Cada clase aporta información sobre tamaño de pistas, diámetro de los taladros, distancia entre pistas, y un largo etcétera, recomendables para asegurar la correcta fabricación del sistema. Todas estas dimensiones características de la placa *PCB* vendrán determinadas por el componente de mayor tamaño presente en el diseño, o más concretamente, por aquel que presente el máximo tamaño de patilla. Esto se debe a que, para asegurar la buena separación de las pistas, esta no puede ser menor a esta distancia entre patillas. En el caso del diseño propuesto, el elemento más restrictivo, debido al tamaño de su patillaje, será el componente AIZ-1505 del fabricante *Rhombus Industries* [16], figura 4.18, encargado de retrasar las señales de posición, y cuyo tamaño de patilla se muestra en la figura 4.19. Debido a estas consideraciones, en el sistema desarrollado se impondrá la clase 4 para su diseño de ruteado y especificaciones de fabricación; las características de esta clase se recogen en la tabla 4.4.

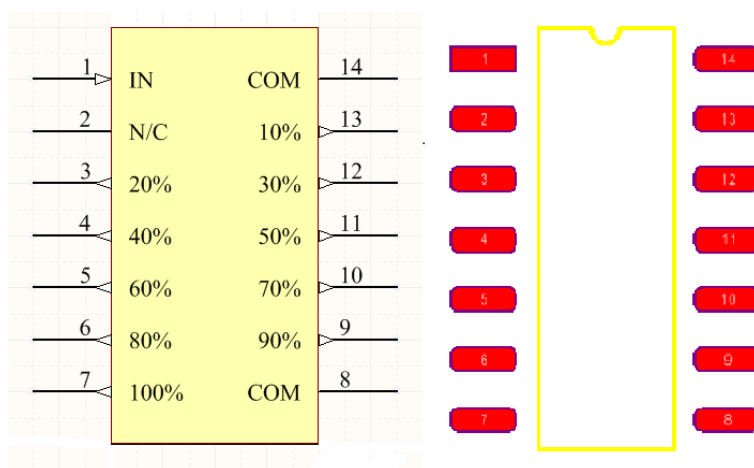


Figura 4. 18 Diseño realizado del encapsulado (izquierda) y la huella (derecha) para el componente AIZ-1505.









CLASE 4			CLASE 4		
Diámetro mínimo taladro metalizado		0,30 mm	Ancho / espacio mínimo conductor en capas internas (grosor cobre base)		0,15 mm (17 μ m) 0,20 mm (35 μ m) 0,20 mm (70 μ m)
Diámetro mínimo taladro NO metalizado		0,40 mm	Corona mínima en capas externas		0,17 mm
Aspect / Ratio (grosor circuito / taladro mínimo)		5	Corona mínima en capas internas de señal		0,22 mm
Ancho / espacio mínimo conductor en capas externas (grosor cobre base)		0,20 mm (17 μ m) 0,20 mm (35 μ m) 0,25 mm (70 μ m)	Aislamiento mínimo entre taladro metalizado y conductor		0,40 mm

Tabla 4. 3 Características dimensionales para fabricación de placas de circuito integrado de clase 4 [17].

4.3.5 Disposición de los conectores

La placa de acondicionamiento y conversión de la señal se encuentra ubicada dentro del sistema detector entre la placa que incluye la lógica de Anger y la placa de adquisición de datos. Como ya se ha dado a conocer, a la hora de diseñar la placa se llegó a la determinación de utilizar las dimensiones de la placa de evaluación, cuyas medidas se pretende que también sean trasladadas a la última etapa electrónica que incluirá la etapa de alimentación y el dispositivo microcontrolador. Para poder hacer uso de las medidas de la placa de evaluación, la disposición de los conectores de la placa que se pretende controlar deberán coincidir con los conectores de la *Launchpad*; para ello resulta de gran utilidad el plano de dimensiones de la placa de evaluación.

Por otra parte, dado que la placa desarrollada es únicamente una parte del sistema completo, pues el sistema de control de la misma no ha sido aún desarrollado; con el fin de facilitar el proceso de desarrollo y comprobación del sistema de control, es decir, de la programación del microcontrolador, deberá diseñarse una nueva placa que recoja tanto el microcontrolador como la alimentaciones del sistema. De esta manera, el diseño actual de la placa, de momento, estará orientado para su utilización durante la etapa de pruebas del sistema de control, por lo que las señales llegarán al sistema mediante un cable coaxial conectada a la placa mediante conectores de tipo *SMA*¹⁹. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que este diseño es de carácter temporal, pues una vez se dé por finalizado el periodo de pruebas, las señales se introducirán a partir de conectores que deben ser compatibles con los de la etapa electrónica previa, la cual recoge la *lógica de Anger*, cuyos conectores pueden

¹⁹ *SubMiniature versión A*, consiste en un tipo de conector roscado para cables coaxiales

ser apreciados en el *layout* mostrado en la figura 4.14, siendo la distancia perpendicular que los separa de, exactamente, 46.736 mm (1840 mils).

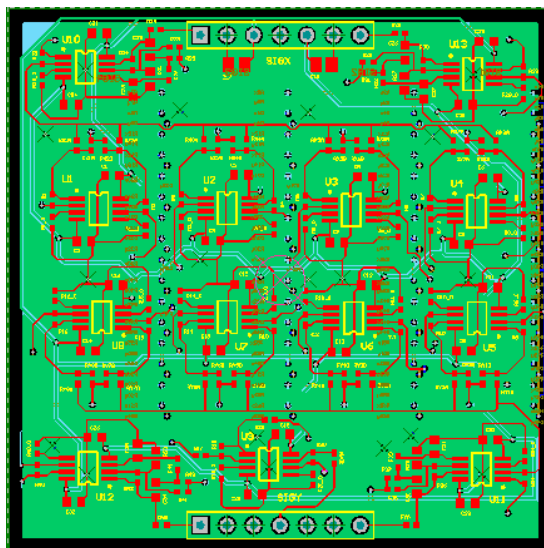


Figura 4. 14 Trazado de pistas y disposición de elementos de la placa de circuito impreso que contiene la lógica Ánger [15].

Cabe mencionar que las señales recogidas por los conectores *SIGX* y *SIGY* serán las señales *XA* y *XB* para el *SIGY*, y las señales *YA*, *YB* y *DY12* para el conector *SIGY*. En la figura 4.15 se recoge el diseño esquemático de los conectores *CONNECT1* y *CONNECT2* que se requerirán en la placa definitiva, los cuales irán directamente conectados a los conectores *SIGX* y *SIGY*, respectivamente.

4.4 Desarrollo

Teniendo en cuenta todo lo anterior, se ha de llegar al diseño de una placa electrónica PCB encargada de acondicionar y convertir las señales de energía derivadas de los procesos de decaimientos de radioisótopos introducidos en el cuerpo de un sujeto mediante el uso de radiofármacos. Este sistema a desarrollar, inspirado en un sistema anterior, debe cumplir los objetivos propuestos en cuanto a la disminución del tamaño del detector previo. Este objetivo se conseguirá cumplir mediante la elección razonada del número de señales con el que el sistema trabajará, así como de componentes electrónicos *SMD* con características de dualidad en el tratado de señales, los cuales permiten disminuir el número de componentes

4.4.1 Software de desarrollo

Para el cumplimiento de los objetivos propuestos ha sido utilizado el software de diseño avanzado de circuitos electrónicos *Altium Designer (16.1)* [18], cuyo logo aparece en la esquina superior derecha de la figura 4.15. Este programa permite el diseño de todas las fases de creación de placas electrónicas ya que ofrece las herramientas necesarias para el diseño de componentes, tanto del empaquetado como de la huella, el diseño del esquema del circuito, la generación de la lista de conexiones, el diseño del circuito impreso, el trazado de

las pistas del mismo, el diseño 3D final de la placa desarrollada y la generación de los *Gerbers*²⁰. Todas estas herramientas están contenidas en una interfaz gráfica que simplifica, en gran medida, el desarrollo de todos los pasos necesarios para conseguir la placa electrónica deseada.



Figura 4. 15 Ejemplo de circuito impreso diseñado con el programa Altium Designer.

A parte de permitir la creación de bibliotecas de componentes, en las cuales podemos crear componentes que tengan asociado un empaquetado visible en los modelos 3D, y una huella que corresponde a la que futuramente se imprima en el circuito impreso; en su página oficial cuenta con una amplia variedad de librerías, con componentes electrónicos de todo tipo disponibles en el mercado, de un gran número de fabricantes de componentes electrónicos. Este servicio que ofrece el programa resulta de gran utilidad, y es posiblemente una de las razones por las que su utilización está muy extendida entre profesionales dedicados al diseño de circuitos impresos.

A la hora de llevar a cabo el diseño de la placa que se quiere desarrollar mediante la utilización del programa de diseño de circuitos electrónicos *Altium Designer*, el diseño deberá seguir un determinado flujo de trabajo lógico que se describirá a continuación.

En primer lugar se deberán conseguir las librerías integradas que contengan los componentes que se van a ser utilizados, a continuación se procederá a realizar el diseño del esquema que contendrá el circuito completo; una vez hecho esto se ha de comprobar que el proyecto no tiene errores.

Posteriormente, cuando el esquema esté verificado, se procederá a la creación de la placa de circuito impreso, utilizando para ello el programa *Altium Designer*. Para la creación de la placa de circuito impreso es la generación previa de la generación de la lista de conexiones.

Durante la creación de la placa de circuito impreso, se especifican las características que debe tener la misma en cuanto al tamaño, el número de capas y las características de las

²⁰ Archivos para la fabricación de circuitos impresos, donde se detalla la información de cada una de las capas y de la posición de los taladros.

mismas, capas en las que podrán ir componentes, tipo de pistas y otros parámetros, aunque estos parámetros podrán ser modificados posteriormente. La orden de creación de la placa de circuito impreso dará como resultado la aparición, dentro del entorno de diseño PCB, de todas las huellas de los componentes presentes en el esquema, los cuales se procederá a colocar en la superficie superior y inferior de la placa. Cuando todos los elementos han sido colocados, se procederá a realizar el trazado de las pistas que los comunican entre sí; siendo necesaria la estipulación de las reglas de diseño que deberán cumplirse posteriormente para su fabricación.

Una vez finalizados todos los pasos descritos, el programa ofrece la posibilidad de realizar un modelo 3D del sistema. En caso de que las librerías escogidas integren el diseño 3D de los componentes a realizar, será los que el programa utilice para crear la simulación 3D; en cambio, cuando estos archivos no son facilitados por el usuario, el programa creará automáticamente bloques en formato 3D cuyo tamaño recrea, en función de la huella, el tamaño aproximado que tendrá el componente real.

Finalmente, se llevará a cabo la generación de los *Gerbers* que utilizarán por las empresas encargadas de fabricar las placas de circuito impreso.

4.4.2 Diseño del esquema del circuito

El primer paso para el diseño de una placa de circuito impreso será el diseño del esquema del mismo. Este paso es la base sobre la que se sustentará el proyecto, y los posibles fallos en los que se pueda incurrir en el esquema, derivará en problemas de los siguientes pasos de diseño, así como de la funcionalidad de la futura placa impresa. Este diseño recoge, esquemáticamente, todos los componentes que conforman el circuito que se pretende realizar, así como las conexiones que debe haber entre los mismos. A continuación se detallan los puntos más importantes a la hora de trabajar dentro de *Altium Designer* para el diseño de esquemas electrónicos.

Uso de librerías de componentes

El programa de diseño de placas de circuito integrado Altium Designer es una herramienta de gran utilidad para procesos de desarrollo de este tipo de placas electrónicas, tanto para principiantes como para profesionales en la materia. Este programa presenta una gran tasa de renovación, presentando constantemente actualizaciones tanto del software como de las herramientas que incluye; entre las cuales se encuentran las librerías, las cuales son constantemente actualizadas y amplificadas con las aportaciones de nuevos fabricantes, así como de empresas que ya hubieran hecho aportaciones previamente. Esta oferta de librerías simplifica enormemente los procesos de diseño de placas electrónicas, especialmente para aquellos sectores enfocados a este tipo de diseño.

En el presente proyecto, se han utilizado componentes ofrecidos en la página web de *Altium Designer*, lo cual permite al usuario ahorrar el tiempo que requeriría para diseñarlos. Por poner un ejemplo, los conectores a través de los cuales se conectará la placa diseñada con la futura placa que incluirá el sistema de control y alimentación han sido obtenidos de este modo.

Desgraciadamente, debido a la gran cantidad de empresas dedicadas a este sector, y al universo de componentes electrónicos existente, no resulta extraño que las librerías ofrecidas por *Altium Designer* no incluyan todos los componentes existentes en el mercado. Para cuando esto ocurre, el programa facilita el diseño tanto de los encapsulados como de las huellas de los componentes que no puedan obtenerse por otras vías.

Crear componentes y librerías

Cuando surgen problemas a la hora de conseguir externamente los archivos de componentes necesario para el diseño del esquema de circuitos electrónicos, podrán hacerse uso de las herramientas para el diseño de los mismos ofrecidas por *Altium Designer*. Para creación integrada de encapsulado y la huella de los distintos componentes, el programa ofrece la posibilidad de crear librerías integradas de componentes, en las cuales se puede hacer una asociación de los componentes con su huella correspondiente.

A la hora de diseñar componentes, los diseños de la huella y del encapsulado se realizan de manera independiente. En el diseño del encapsulado, lo más importante será intentar asemejar la forma del componente real que se intenta esquematizar y, sobre todo, será importante hacer un correcto diseño de sus patillas, de manera que guarden fidelidad con las del componente real. Para ello, el esquema del componente deberá tener el mismo número de patillas que el componente real, independientemente de si estas van a ser utilizadas o no. Además debe llevarse a cabo la configuración de las mismas, especificando su número, su nombre y el tipo de señal que recibirá, siendo ambas de gran importancia.

Posteriormente, en el proceso de diseño de las huellas, las pastillas se asociarán a los pines de acuerdo al número/nombre correspondiente en el encapsulado; por lo que resulta de gran importancia que los nombres de las patillas en ambos esquemas coincidan. En el proyecto que se presenta se han diseñado la mayoría de los componentes involucrados; el delay analógico AIZ-1505, el conversor digital a analógico TLV5624, el comparador TLV3501, el seguidor de tensión SN74LVC3G17, el biestable SN74LVC1G175, el interruptor TS5A3167, el conversor analógico digital AD7356 y el encapsulado del amplificador operacional OPA2690, para todos estos componentes se ha diseñado tanto su encapsulado como su huella, excepto para el amplificador operacional cuya huella se obtuvo de las librerías ofrecidas por *Altium Designer*.

Representación del esquema electrónico

Dada la complejidad del sistema desarrollado, debida al alto número de componentes presentes en el mismo, se ha requerido del uso de 13 documentos por separado para poder abarcar el diseño completo del circuito. Sin embargo, gracias a las etiquetas que permiten nombrar señales presente en el sistema, el flujo de información de unas páginas a otras no se ve afectado, por lo que el funcionamiento del sistema no se verá condicionado ya que el programa es consciente de que toda la información contenida en las distintas hojas corresponderá al mismo sistema. A continuación se procede a mostrar y comentar las distintas páginas de esquemas presentes en el proyecto.

- Señales de entrada

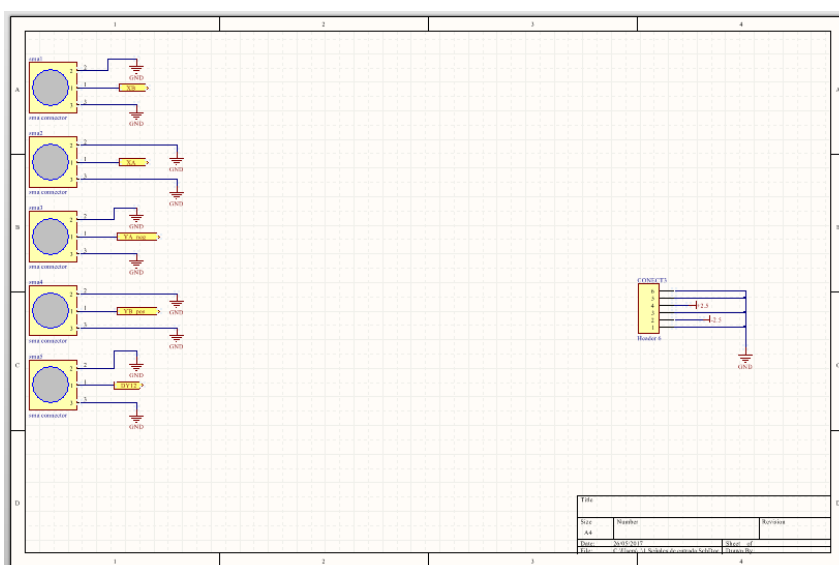


Figura 4. 16 Esquema que muestra las señales de entrada del sistema y los dispositivos encargados del suministro de las mismas.

Debido a que el sistema de control está aún por desarrollar, se vuelve a recordar que la placa contará con conectores tipos *SMA*, como los mostrados en la figura 4.16, para introducir las señales al sistema durante el proceso de pruebas y desarrollo del sistema de control; estos componentes pueden verse a la izquierda. Por otra parte, a la derecha, se puede ver el conector encargado de introducir los valores de tensión de alimentación para los componentes de tipo analógico, cuyos valores serán de +2.5 V y -2.5 V.

- Amplificación de las señales que entran al sistema

En la figura 4.17 se presenta un diseño de gran versatilidad para la doble amplificación de una de las señales de posición (XA), el cual permitirá posponer la decisión sobre la configuración, inversora o no inversora, de cada uno de los canales de amplificación del dispositivo. Esta configuración será compartida para las dobles amplificaciones tanto del resto de señales de posición como de la señal de energía, por lo que tendremos un total de 5 hojas con esta configuración.

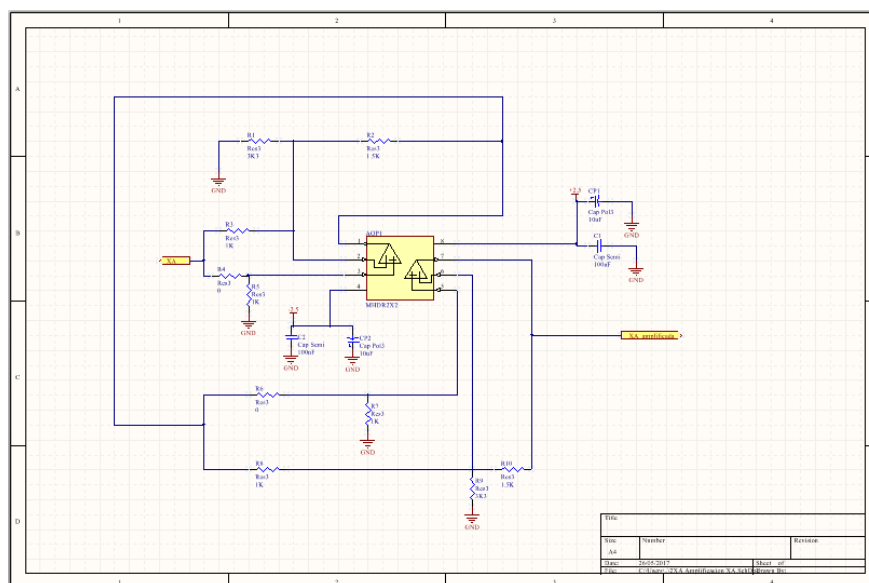


Figura 4. 17 Esquema de la etapa de amplificación para las señales de posición.

- Retraso de las señales de posición

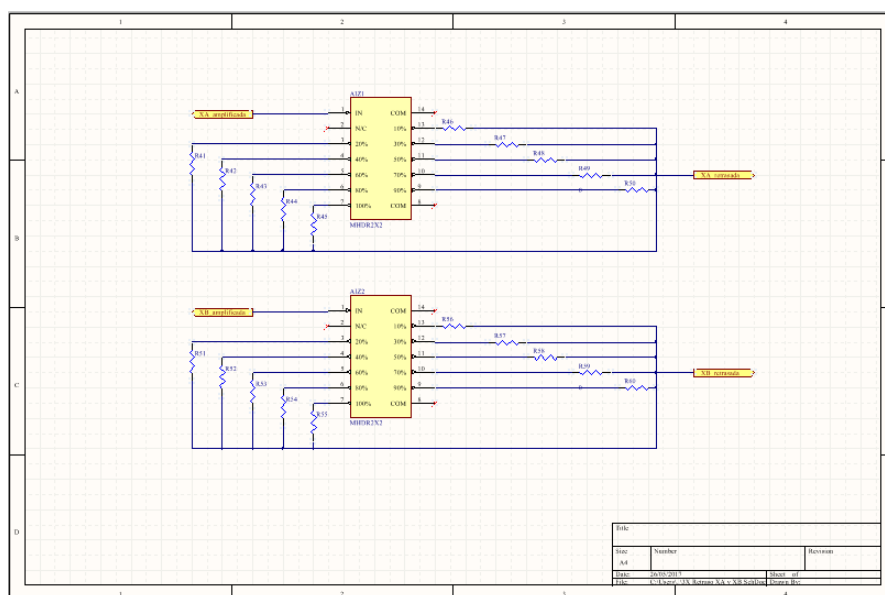


Figura 4. 18 Esquema del proceso de retraso de las señales de posición.

En esta hoja de esquema, mostrada en la figura 4.18, se recoge el retraso de dos de las señales de posición del sistema para una coordenada, por lo que se requerirá de otra hoja con la misma disposición de elementos para llevar a cabo el retraso de las otras dos señales de posición. La presencia de resistencias en todas las patillas de salida del componente permitirá hacer una nueva posposición de decisiones, ofreciendo la posibilidad de adaptar este valor a los posibles cambios en los requerimientos del futuro sistema de detección. Para ello solo haría falta montar una única resistencia de valor cero para enlazar la señal con la entrada del retraso adecuado, no montando el resto de resistencias.

- Integración de las señales de posición

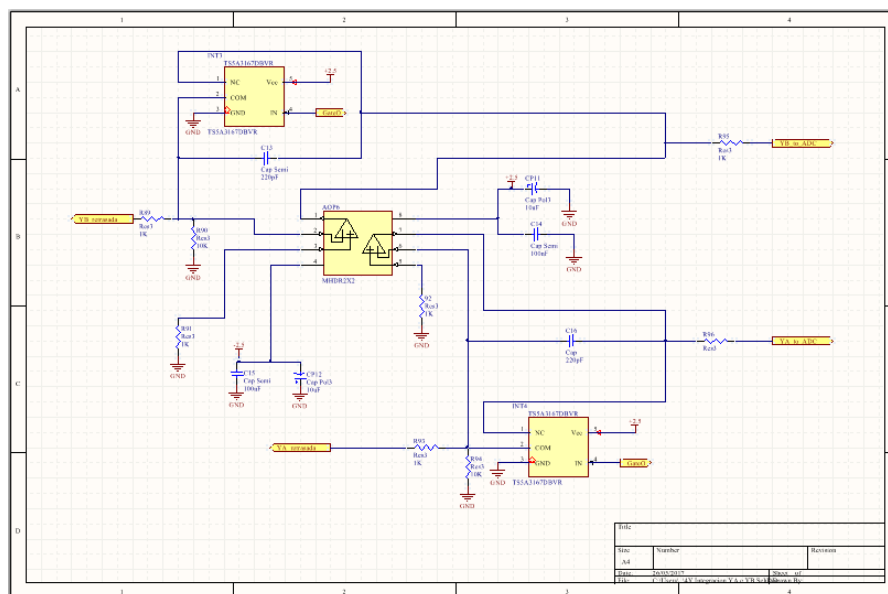


Figura 4. 19 Esquema de la parte del circuito encargado de la integración de las señales de posición YA e YB previamente retrasadas.

En este documento que se recoge en la figura 4.19, se procede a la integración de dos de las señales de integración, por lo que nuevamente se tendrá el archivo por duplicado, a diferencia de las señales que se procede a integrar. Dado que los amplificadores operacionales utilizados disponen de dos dispositivos de ese tipo en su interior, ambos irán conectado en configuración integradora con sus correspondientes condensadores e interruptores, cada uno de los cuales se encargará de realizar la integración de una de las señales de posición.

- Discriminación de eventos

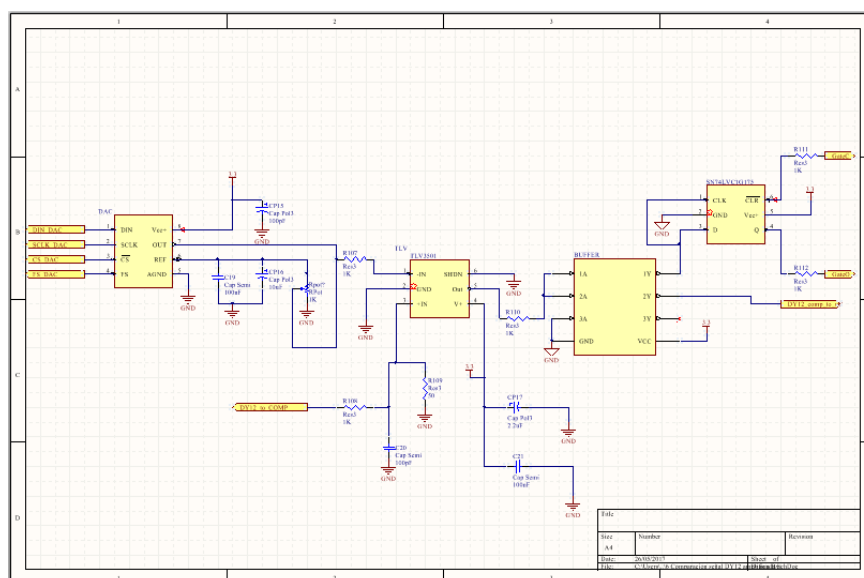


Figura 4. 20 Esquema de la parte del circuito encargada de la discriminación de eventos.

En esta parte del esquema conjunto se pueden observar las conexiones relativas a los elementos involucrados en la discriminación de eventos a partir de la señal de energía ampliada, el conversor digital a analógico con el comparador, así como la de éste último elemento con el seguidor de tensión encargado de enviar la señal al biestable encargado de abrir el interruptor que controla la integración, y con el sistema de control del sistema. Este detalle se puede apreciar en la figura 4.20.

- Conversión de las señales

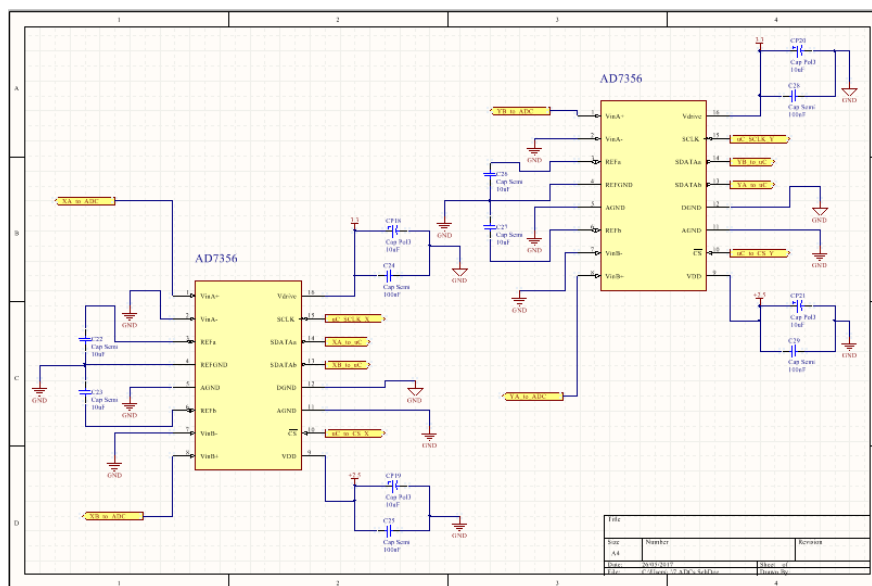


Figura 4. 21 Esquema de los dispositivos conversores de señal analógica a digital.

En este documento que es mostrado en la figura 4.21, se incluyen los dos componentes encargados de convertir el resultado de la integración de las señales de posición a un formato digital en código binario que el sistema de control sea capaz de interpretar, por lo que las señales resultantes de este proceso corresponderán a las señales de salida del circuito integrado.

- Señales de salida de la placa

Los dos dispositivos presentes este esquema, mostrado en la figura 4.22, se corresponden a los conectores que intercambiarán señales con el sistema de control. Estos conectores serán los encargados de transmitir las señales digitales obtenidas del conversor al microcontrolador y, por otra parte, transmitirá las señales de control del sistema que controlará la conversión y la configuración del conversor digital a analógico encargado de la tensión de referencia en base a la cual se hace la discriminación de los eventos. Además de esto, aportará la tensión de alimentación digital (3.3V), la cual se aporta al sistema a través del sistema de control.

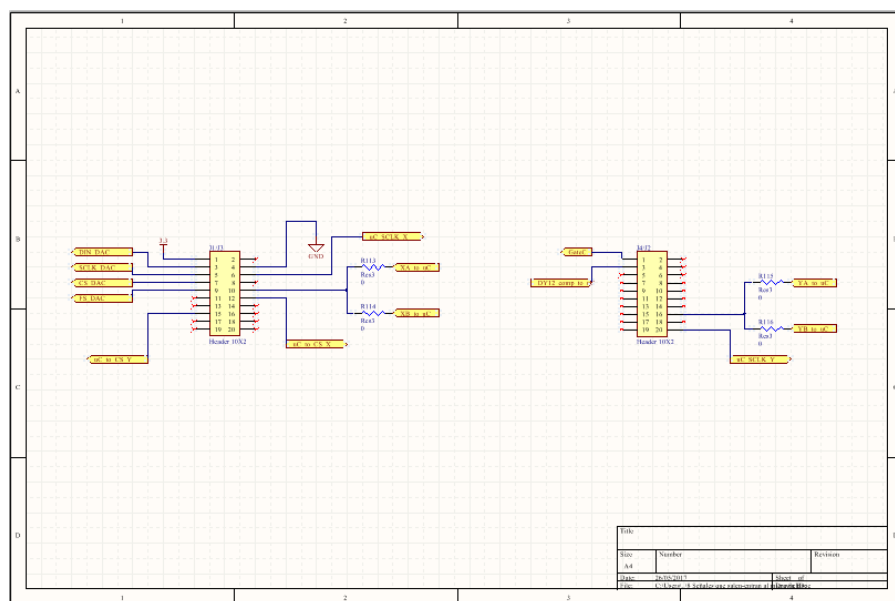


Figura 4. 22 Esquema de los conectores encargados de enviar y recibir las señales procedentes del sistema de control.

4.4.3 Elección y asociación de huellas a los componentes

Debido a las restricciones referidas a las dimensiones máximas de la placa a desarrollar, el sistema estará compuesto por dispositivos de tipo montaje superficial, cuyas dimensiones son significativamente menores que las de los dispositivos de agujero pasante. Esto posibilitará desarrollar placas de circuito integrado de pequeñas dimensiones con un elevado número de componentes en su capa, o capas, externas.

Sin embargo, para un mismo componente, existen varios tipos de encapsulado de montaje superficial, con el objetivo de facilitar su futura soldadura en la superficie de la placa previamente fabricada, se optará por dispositivos cuyas dimensiones se incluyan en el rango de varios milímetros, como son aquellos de encapsulado tipo DBV, por poner un ejemplo. La mayoría de los elementos seleccionados presentan este tipo de montaje; excepto los conectores encargados del intercambio de información con el sistema de control, los cuales deben deberán ser de tipo agujero pasante.

Las huellas de estos conectores, cuya utilización es cada vez más extendida, pueden encontrarse en las librerías integradas ofrecidas por *Altium Designer*. El diseño de huellas es similar al de los componentes, y en este paso, como ya se comentó en el apartado de creación de componentes, debe asegurarse que el nombre de las patillas corresponde con aquella del componente que se quiera asociar.

4.4.4 Generación de la lista de conexiones

Una vez se haya finalizado el diseño del esquema del circuito que se quiere implementar, el cual incluirá la representación física de todos los componentes involucrados, así como las

conexiones entre los mismos y su asociación con sus respectivas huellas; se deberá proceder a la exportación de toda esa información a la siguiente fase de diseño que consistirá en la creación de la placa de circuito integrado.

Para ello deberá llevarse a cabo la generación de la *netlist*, cuyo objetivo es la representación de todas las conexiones presentes entre las patillas de los componentes del sistema. Dentro de las posibilidades que ofrece el programa utilizado, *Altium Designer*, este paso podrá realizarse manualmente, o de forma automática por el programa cuando se lleve a cabo la generación del archivo que recogerá el diseño de la placa impresa.

4.4.5 Configuración a las reglas de diseño

Antes de empezar a diseñar la placa de circuito impreso es importante definir las reglas de diseño con las que se pretende trabajar. A pesar de que existe la posibilidad de imponer estas reglas en cualquier momento de esta etapa de diseño; por simplicidad y seguridad, será conveniente llegar a una decisión sobre las mismas antes de empezar a diseñar la placa.

En el caso del proyecto que se está desarrollando, se diseñará una placa electrónica de tecnología multicapa, por lo que se impondrá una regla de 4 capas. En este diseño, además, se permite la posibilidad de soldar los componentes tanto en la capa superior de la placa como en la inferior.

En cuanto a la clase que determina las especificaciones que se deben cumplir a la hora de fabricar la placa, como se comentó en el apartado 4.3.4, vendrá condicionada por el componente cuyo tamaño de patillaje sea mayor. En el caso del prototipo que se está realizando, se impondrá una clase 4 para su fabricación. En el apartado 4.3.4 se justifica, asimismo, la razón de ser de esta decisión, por lo que no volverá a comentarse.

Con el fin de simplificar al máximo el proceso de disposición de los elementos en la placa, se llevará a cabo un diseño simétrico de los elementos encargados del tratamiento de las señales de posición. Para más información sobre la colocación de los componentes del sistema, se recomienda volver al punto 4.3.2, en el cual se describe más profundamente.

4.4.6 Ubicación de todos los elementos

Dada la cantidad de elementos que componen el sistema, los primeros elementos que se deberán ubicar serán los conectores, pues sus características geométricas dependerán de la disposición de sus parejas en el resto de etapas electrónicas a las que irán futuramente ensambladas. Al disponer ubicar en primer lugar estos componentes, se asegura que puedan cumplirse las exigencias de su diseño.

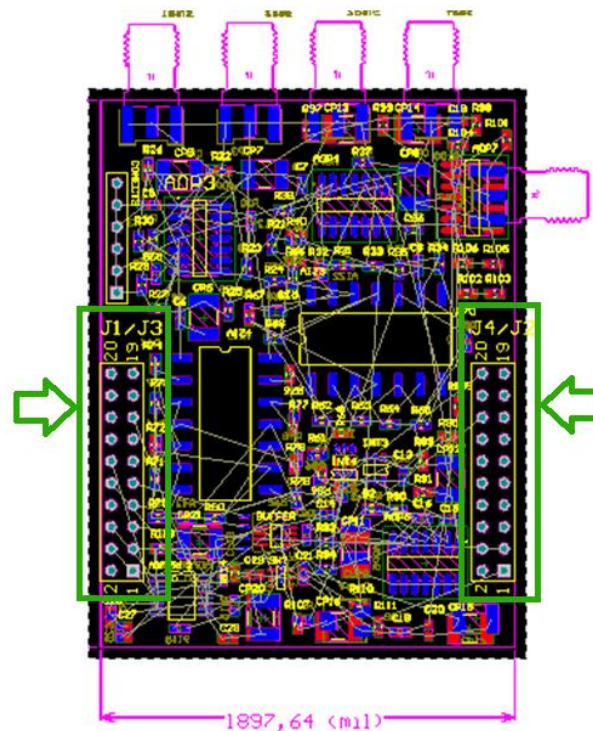


Figura 4. 23 Disposición de los componentes conectores tipo J en la placa.

Esto será lo que ocurra con los conectores que conectan la placa que se está desarrollando con la placa encargada de la etapa de control. Dado que para el diseño del sistema de control se hará uso de una placa de desarrollo, la disposición de los conectores J deberá asegurar que puedan ser posteriormente conectados a la misma, cuyas dimensiones coinciden con nuestra placa, por lo que para la disposición de estos elementos nos basaremos en el plano mostrado en la figura 4.20. En la figura 4.23 se muestra la disposición de estos conectores J en la placa diseñada.

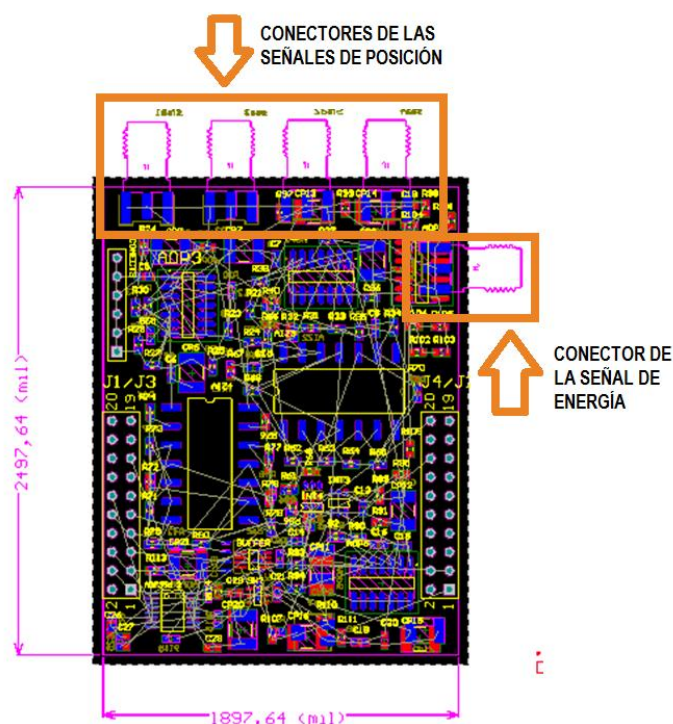


Figura 4. 24 Disposición de los conectores tipo SMA en la placa.

Para la placa en desarrollo, a su vez, deberá tenerse en cuenta que los conectores encargados de transmitir al sistema las señales de posición son tipo SMA, como los que se muestran en la figura 4.24, esto quiere decir que deberán emplazarse en el borde de la placa, pues así lo requiere su huella. En adición, se debe recordar que estos conectores son de carácter temporal, pues la placa del sistema final, una vez se haya diseñado la etapa de control y alimentación, deberá ir conectada a la placa que integra la *lógica de Anger*, pues será la encargada de transmitir las señales recibidas por el detector al resto de la electrónica del detector, a la placa que se está desarrollando.

Además el resto de componentes serán ubicados de manera estratégica separándolos en dos capas y siguiendo el curso natural del circuito eléctrico, agrupando los componentes en el mismo orden de manera similar a como aparecen en el esquemático. Además, se dejarán el espacio suficiente entre ellos para permitir el paso de varias pistas.

4.4.7 Trazado de las pistas y planos de masa

Para facilitar el trazado de las pistas, ya que la cantidad de componentes que hay respecto al poco espacio disponible es un factor importante, se han utilizado el uso de vías para poder pasar la pista de una capa a otra. Esto permitirá hacer una disposición de las pistas de manera más sencilla sin tener que tener demasiado en mente el trazado de todas las pistas.

Además, se hará distinción entre las pistas portadoras de potencia y las de señal, haciendo que estas primeras sean ligeramente más anchas para que no exista ningún tipo de problema de caída de tensión o térmico en este tipo de pistas.

Una vez realizadas todas conexiones presentes en la placa, se ha decidido ocupar los espacios no utilizados con planos de cobre. En este caso, para mejorar y estabilizar la referencia de todas las señales de la placa, se ha decido conectar los cuatro planos de masa a tierra analógica. Esto hará a la placa más robusta frente a interferencias externas, mejorando el funcionamiento de la placa en conjunto.

Se puede ver en la figura 4.25 una representación de cómo están dispuestas las pistas en las diferentes capas, pudiendo ver una superposición de todas ellas. Para ver en más detalle cada una de estas capas, se puede consultar el anexo.

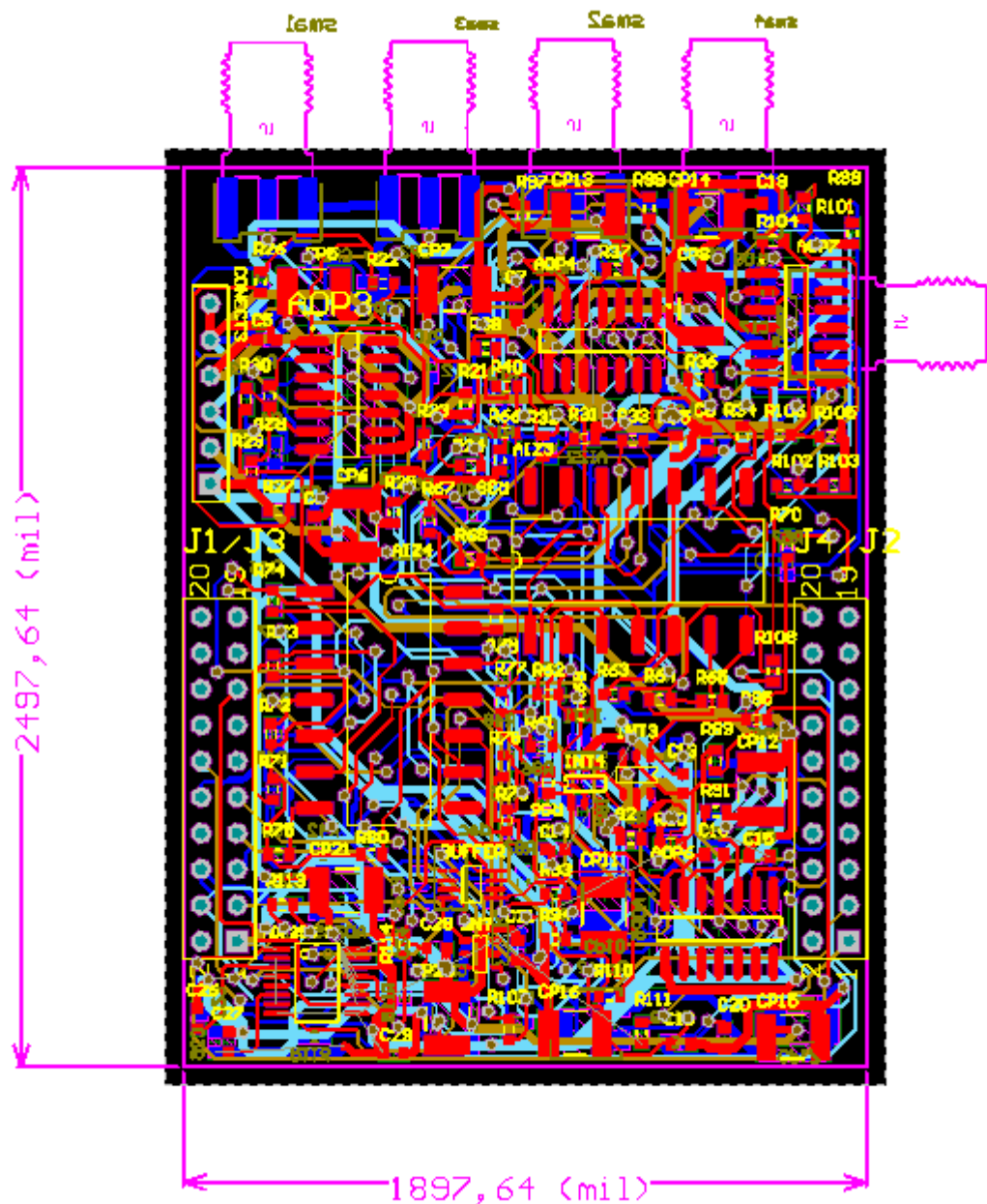


Figura 4. 25 Vista superpuesta de las pistas de la placa desarrollada.

4.4.8 Resultado final

Como se mostrará a continuación apoyándose en las siguientes futuras, el resultado final es una placa de dimensiones reducidas. La reducción de tamaño es considerable ya que se pasa de una electrónica distribuida en 5 placas a tenerlo todo integrado en una única placa.

En las figuras 4.26 y 4.27 de muestra dos vistas isométrica de la simulación con una representación de los componentes incluidos integrándolos en la placa diseñada.

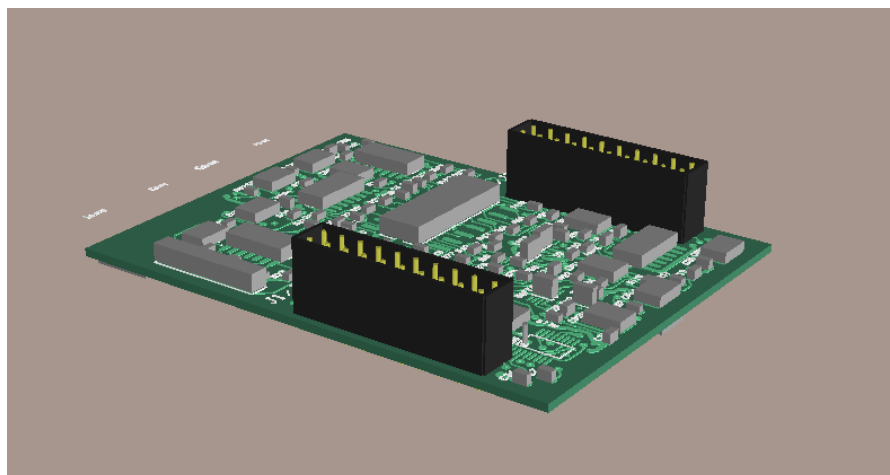


Figura 4. 26 Vista isométrica de la placa desarrollada.

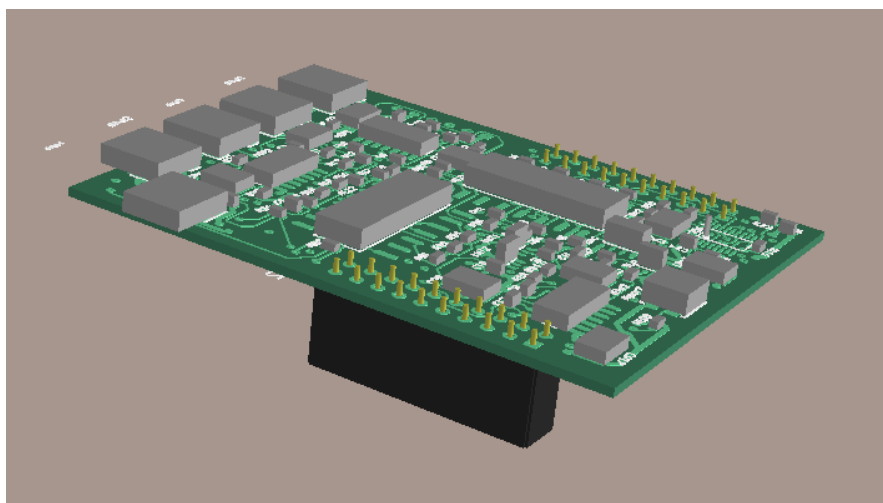


Figura 4. 27 Vista isométrica inversa de la placa desarrollada.

Para apreciar mejor la geometría y disposición de la placa, se muestra en la figura 4.28 una vista en planta para aportar un detalle más concreto de la disposición final de los componentes dentro de la placa.

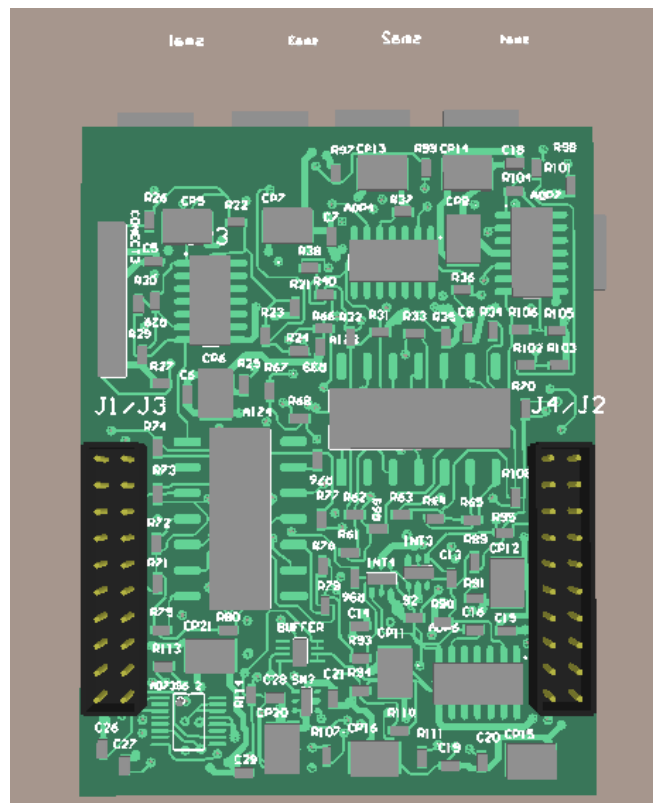


Figura 4. 28 Vista en planta de la placa desarrollada.

Por último, para apreciar la disposición de los componentes en la cara inferior de la placa, se muestra la figura 4.29 para aclarar este detalle.

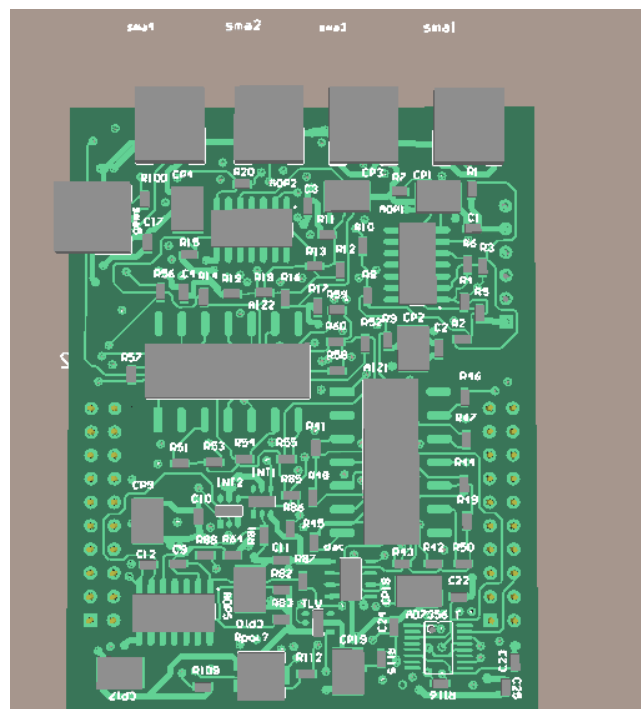


Figura 4. 29 Vista en antiplanta de la placa desarrollada.

4.4.9 Generación de los ficheros de fabricación

Para poder fabricar esta placa, es necesario generar una serie de ficheros estándar que cualquier fabricante de placas de circuito impreso pueda comprender y poder fabricar nuestro sistema sin ningún tipo de inconveniente.

Por este motivo, se han generado todos los ficheros de fabricación relacionados con la placa, como las relativas a las capas de cobre, de máscara, de soldadura y de serigrafía para cada una de las placas. Además, se ha generado un fichero donde aparece el calibre y posición de cada uno de los taladros que se han de realizar en la placa.

Estos documentos no se mostrarán aquí, si no que aparecen recopilados en el anexo.

Capítulo 5

CONCLUSIONES

A continuación llevará a cabo un análisis de los resultados obtenidos para el diseño del sistema propuesto. Se procederá a realizar un estudio que recoja las características de la placa de circuito integrado realizada, así como un balance entre los resultados obtenidos y los objetivos previamente planteados.

Además, se darán a conocer las características que deben cumplir los subsistemas a diseñar necesarios para la etapa de control y alimentación del conjunto detector; y se pondrá de manifiesto una propuesta de posibles mejoras de cara a trabajos futuros que empleen el sistema desarrollado.

5.1 Análisis de los objetivos planteados

Para hacer un análisis más detallado de los objetivos propuestos, se irá haciendo referencia al apartado número 1.2 donde se explicaron inicialmente.

5.1.1 Comprensión de los procesos físicos involucrados

Como se ha podido ver en el capítulo 2, se ha intentado explicar cuál es el procedimiento y la interacción de la radiación con la materia, en concreto con los rayos gamma. Este conocimiento se ha demostrado en el apartado 4.2.3 ya que ha sido necesario cambiar el tipo de centelleador a usar al cambiar la electrónica.

Además se ha de hacer hincapié en los diferentes usos de radiofármacos que se pueden utilizar en este sistema, tanto de emisión de fotón único para utilizar este dispositivo de forma individual como una gammacámara, o de emisión de positrón en el caso de que se quieran utilizar varios de estos dispositivos enfrentados para realizar tomografías.

Por lo tanto, viendo estos dos comentarios anteriores, se puede dar por realizado este objetivo.

5.1.2 Análisis del sistema previo

Para poder realizar mejoras sobre un sistema, primero es necesario analizarlo. En este caso, además era necesario comprender el funcionamiento de cualquier sistema de radiación y no solo este en concreto para poder comprender el funcionamiento de un sistema tan complejo.

Este sistema integra diferentes áreas de conocimiento que es necesario profundizar en ellas antes de poder desarrollar el nuevo sistema, como es la física nuclear radioactiva, la instrumentación electrónica, la electrónica analógica y la electrónica digital. Además, es necesario tener conceptos relativos a la electrónica específica de este campo, siendo un ejemplo la lógica de Anger.

Viendo esto, se puede dar por conseguido este objetivo.

5.1.3 Selección de componentes

Como se ha visto a lo largo del proyecto, ha sido necesario cambiar ciertos componentes para conseguir compactar el diseño, como los cristales centelleadores o los convertidores analógicos digital. Además, se ha tenido que recalcular las ganancias del sistema para evitar que la señal sature o sea demasiado débil para poder analizarla, ajustándolas a los nuevos valores de señal que dan los cristales y el rango dinámico de los nuevos conversores.

Estas adaptaciones, unidas a otros cambios que han se tenido que realizar para ajustar el sistema a la nueva configuración, son prueba del trabajo realizado.

5.1.4 Diseño compacto del circuito electrónico

Como se ha visto a lo largo del capítulo 4, el objetivo principal ha sido reducir y simplificar el sistema previo. En comparación con el diseño original, se ha conseguido reducir a una las cinco placas que analizaban las señales de posición energía. Este hecho hace que se reduzcan considerablemente las dimensiones del conjunto de las placas utilizadas para desarrollar el sistema.

Para conseguir este objetivo, además, se ha utilizado componentes pequeños de montaje superficial, intentando aprovechar al máximo las superficies de la placa para ubicar la electrónica. Estas modificaciones no han supuesto en ningún caso la reducción del rendimiento a las capacidades del sistema, haciéndolo igual de útil y versátil que el sistema de partida.

Además, el sistema ha sido diseñado para entrar en la carcasa del primer proyecto, imponiendo una restricción al diseño. Por último, la placa además ha sido diseñada para hacer pruebas en el laboratorio, en la fase de prototipado y prueba. Esto ha provocado el cambio de

los conectores de entrada a la placa por conectores SMA, que son utilizados en otros sistemas presentes en el laboratorio, haciendo la placa compatible con varios equipos disponibles.

Reducir el tamaño y agrupar los componentes ha sido la clave para la consecución de este objetivo.

5.1.5 Requerimientos de fabricación

En el desarrollo de la parte del proyecto que versa sobre el diseño físico de la placa, se ha tenido siempre presente su fabricación. Además, se ha tenido siempre en consideración los procesos reales de fabricación, y ejemplo claro de ello es la selección de una clase 4 para el diseño de la placa.

No solo se han considerado el diseño de la placa, si no como se van a montar los componentes en ella. Como ejemplo de ello, es que se ha tenido presente que existía la posibilidad de soldar los componentes a la placa de manera manual. Esto ha hecho que para los componentes pasivos más pequeños, como resistencias o condensadores, no se haya el utilizado en encapsulamiento más pequeño disponible. Este tipo de encapsulamiento, que ocupa solo una o dos décimas de milímetro, dificulta enormemente el montaje de los componentes en la placa. Por lo tanto, prueba de que se ha tenido presente eso y como referencia al objetivo presente, para evitar problemas en el montaje de los componentes se ha tendido a utilizar componentes pequeños pero que si son manipulables por un técnico.

5.1.6 Generación de los documentos para la fabricación de la placa

En este caso, se ha visto en el capítulo 4, y se mostrarán los documentos en el anexo, se ha conseguido realizar el proceso completo de diseño finalizando está en la generación de los ficheros de fabricación.

No obstante, la placa no se ha podido fabricar, ni por lo tanto montar los componentes en ella, por motivos de tiempos en la fabricación del distribuidor.

5.2 Líneas de trabajos futuros

A continuación se va a proceder al planteamiento de posibles mejoras del sistema de cara a proyectos futuros, y poder seguir así desarrollando este proyecto.

En primer lugar, y posiblemente más importante, es finalizar con la fabricación de la placa. Posiblemente este objetivo también sea el más fácil de realizar, ya que toda la documentación necesaria ha ido generada en este proyecto.

Otra posible línea a seguir en el futuro es el uso de una electrónica más rápida en la adquisición de datos. El posible cuello de botella del sistema es la etapa de adquisición tras el convertidor analógico digital. El componente encargado de leer los datos y gestionar el bus SPI es un microcontrolador. En lugar de usar este tipo de elemento, podría resultar muy beneficioso utilizar una FPGA, que permite una velocidad de procesamiento y comunicación mucho mayor. Al gestionar el bus con este elemento, las muestras por segundo que puede tomar el ADC pueden incrementar, abriendo nuevas posibilidades que se muestran a continuación. Este cambio no necesitaría ningún cambio importante en la placa, ya que los componentes son los mismos, solo teniendo que adaptar la FPGA al conector de control digital.

Ante un posible aumento de la velocidad de adquisición, se pueden utilizar otro tipo de cristales centelleadores con una respuesta más rápida. Esto, con ligeras variaciones en la ganancia del sistema y las configuraciones del retraso de la señal, podría hacer viable esta medida. Esto a su vez provocaría efectos positivos en el paciente, al poder que utilizar una menor concentración de radiofármacos en sangre para obtener la imagen, al poder detectar un número mayor de eventos en el mismo tiempo.

Aunque no es una parte del proyecto, sí que está relacionada con él. A lo largo del proyecto se ha mencionado varias veces adaptar el sistema a la carcasa del sistema anterior. No obstante, se podría diseñar una carcasa aún más pequeña para minimizar el espacio total utilizado por todo el sistema.

Por último, a lo largo del proyecto se ha mencionado también que algunos tomógrafos utilizan varios detectores enfrentados para conseguir una imagen tridimensional. Esta nueva línea puede ser muy interesante de explorar, ya que empleando varias veces este sistema colocándolos alrededor del paciente, se podría realizar tomografías.

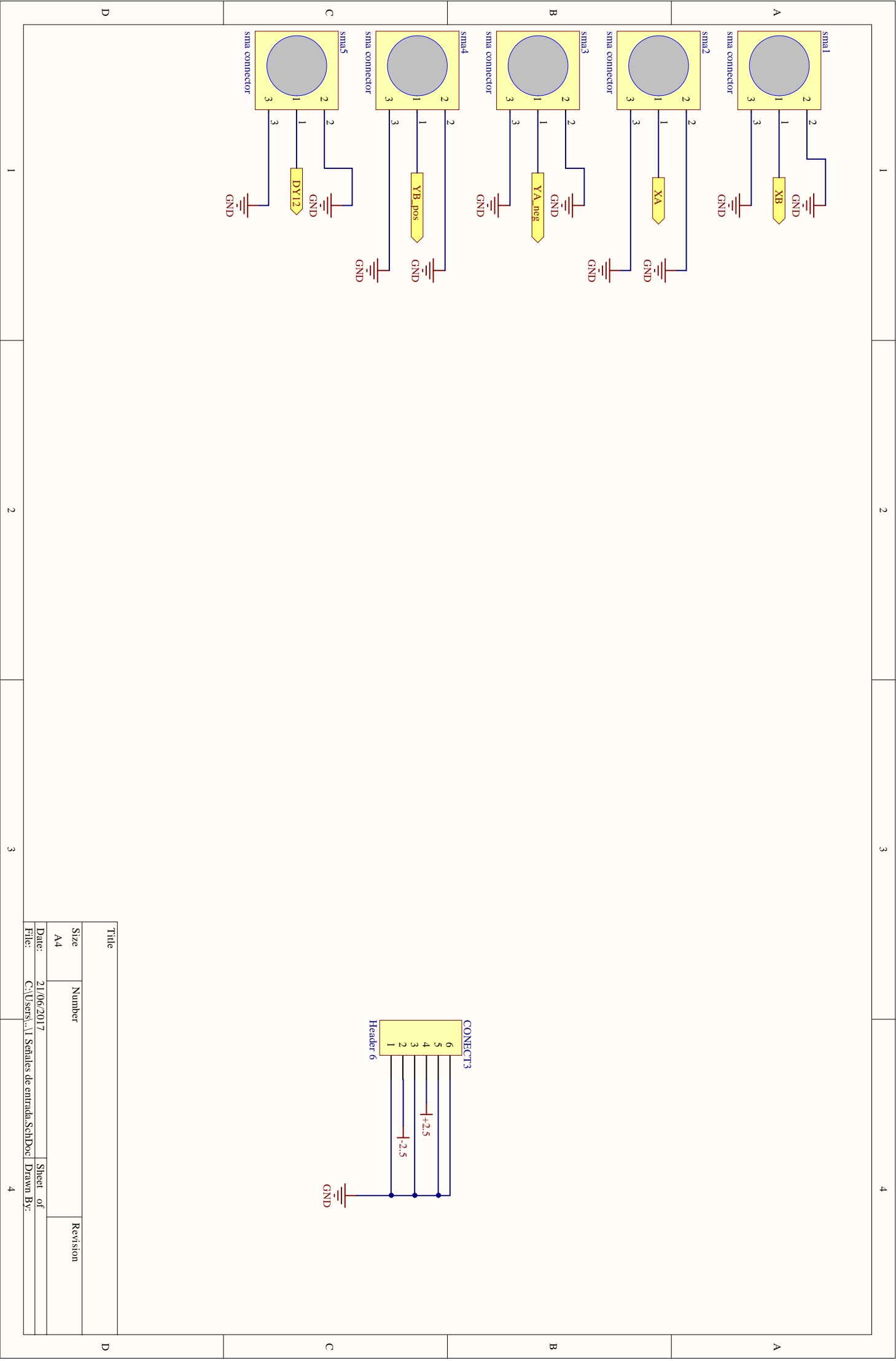
BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. F. Knoll, Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, Inc., 2000.
- [2] J. A. S. M. E. P. Simon R. Cherry, Physics in Nuclear Medicine, Elsevier Science (USA), 2003.
- [3] J. e. a. A. Correia, «Development of a small animal PET imaging device with resolution approaching 1 mm,» *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, p. 46, 1999.
- [4] P. P. A. R. Saldaña Gutiérrez, «Caracterización física de una gammacámara de píxel discreto,» *Sociedad Española de Física Médica*, 2012 (Último acceso, 20 Junio 2016).
- [5] S. S. MiE, 2017. [En línea]. Available: <https://www.southernscientific.co.uk/products-by-manufacturer/mie>.
- [6] A. Z. G. Olmo, Manual de la interfaz de usuario del tomógrafo FSPECT de animales de laboratorio: adquisición, calibración y reconstrucción de imagen, 2012.
- [7] MILabs, 2017. [En línea]. Available: <https://www.milabs.com/>.
- [8] BioScan, 2017. [En línea].
- [9] E. Lage Negro, Tesis Doctoral Sistemas tomográficos multimodalidad para animales de laboratorio, 2010.
- [10] Saint-Gobain, 2017. [En línea]. Available: <http://www.crystals.saint-gobain.com/products/crystal-scintillation>.
- [11] Hamamatsu, 2017. [En línea]. Available: <http://www.hamamatsu.com/us/en/index.html>.
- [12] T. Instruments, 2017. [En línea]. Available: <https://www.ti.com/>.

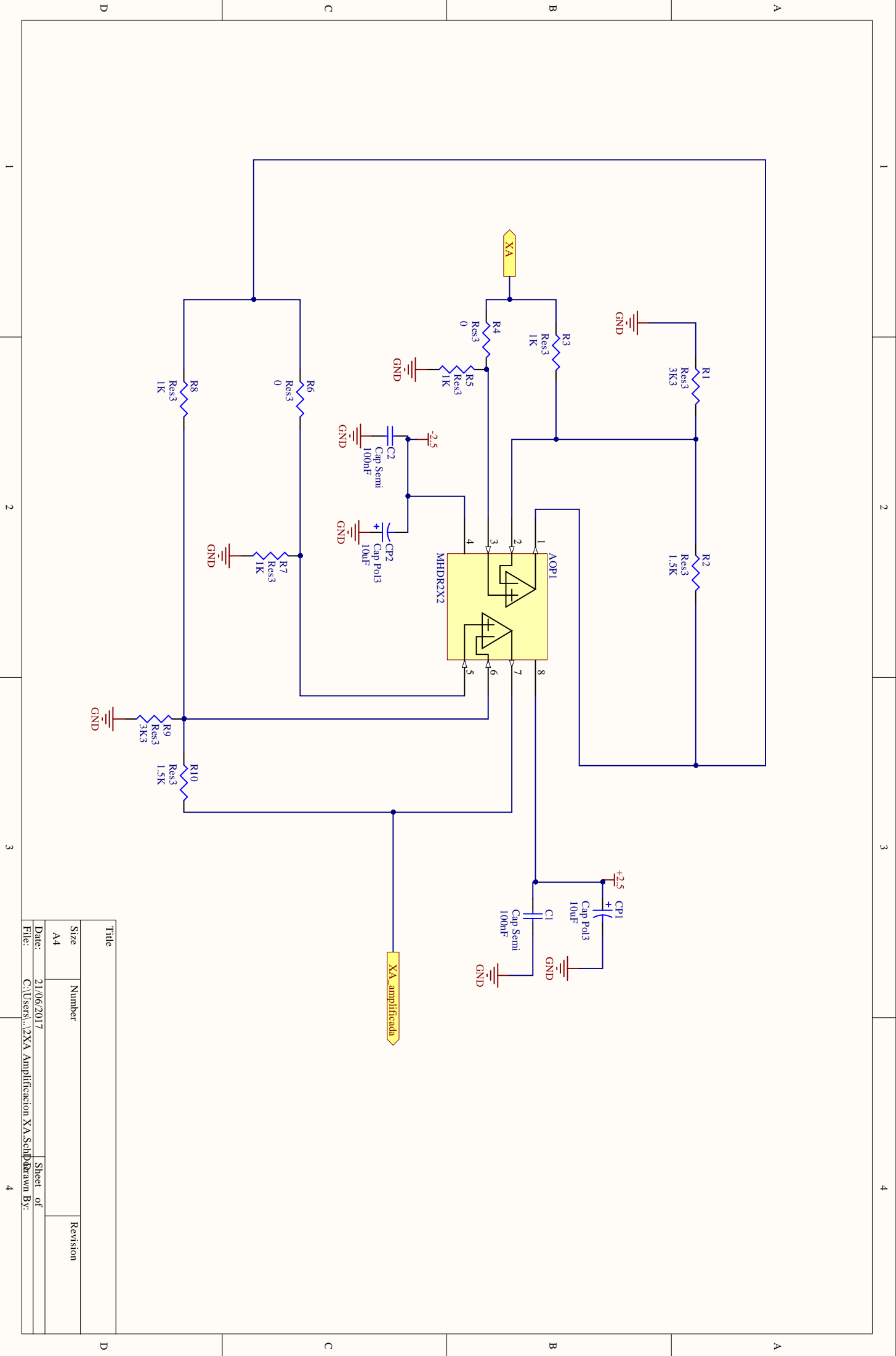
- [13] L. Technology, 2017. [En línea]. Available: <http://www.linear.com/>.
- [14] A. Devices, 2017. [En línea].
- [15] M. M. P. M. E. B. G. L. C. J. R. D. D. O. E. R. G. Ter-Pogossian, Reconstruction tomography in diagnostic radiology and nuclear medicine, University Park Press, 1997.
- [16] R. Industries, 2017. [En línea]. Available: <http://www.rhombus-ind.com/>.
- [17] Lab-circuits, 2017. [En línea]. Available: http://www.lab-circuits.com/es/para_fabricacio_multicapa.php.
- [18] A. Designer, 2017. [En línea]. Available: <http://www.altium.com/>.
- [20] E. Lage Negro, TFC Sistema de Adquisición de datos para Tomografía por Emisión de Positrones, 2006.
- [21] A. Devies. [En línea].

ANEXO

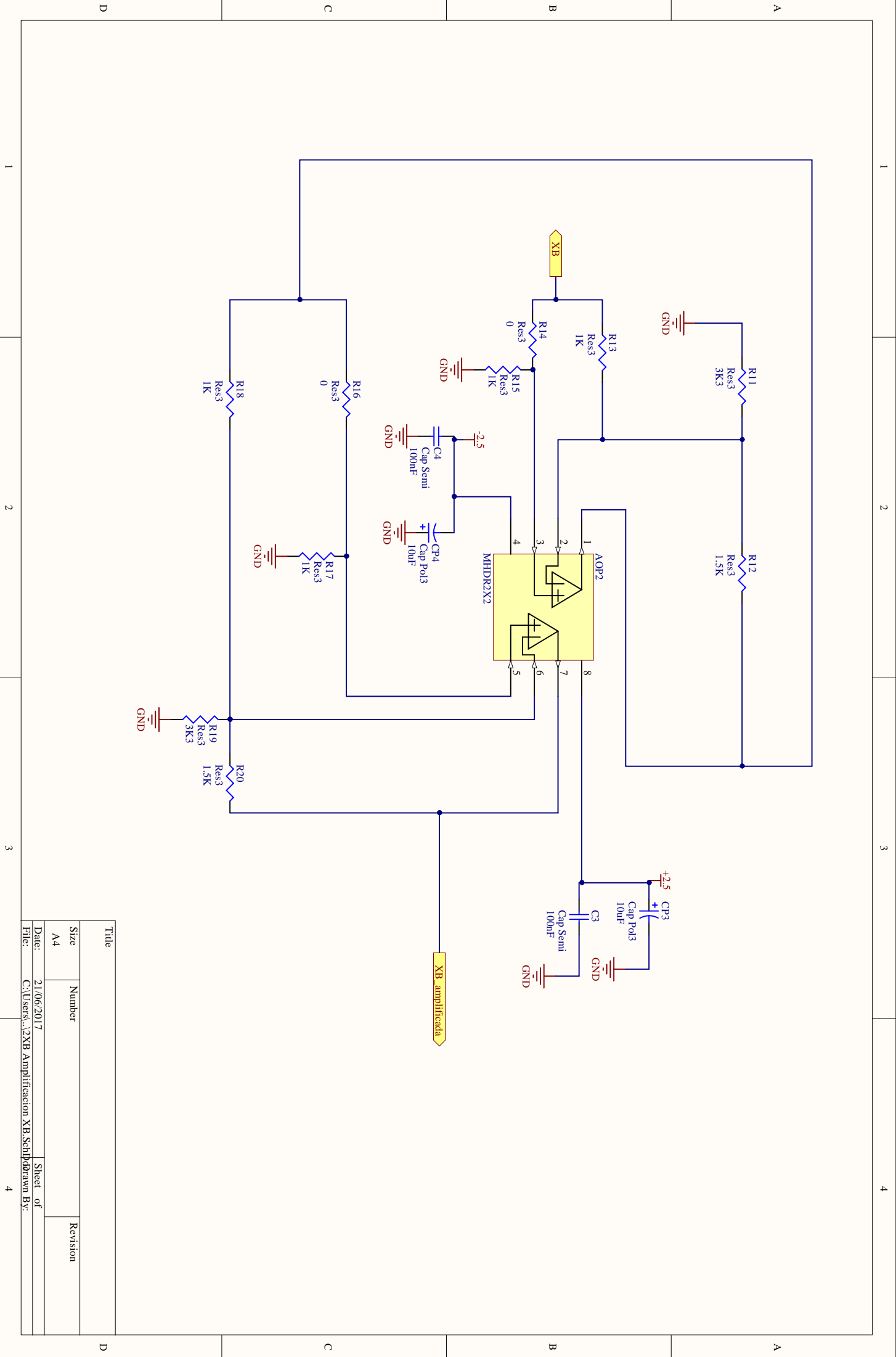
Documentación técnica del diseño propuesto.



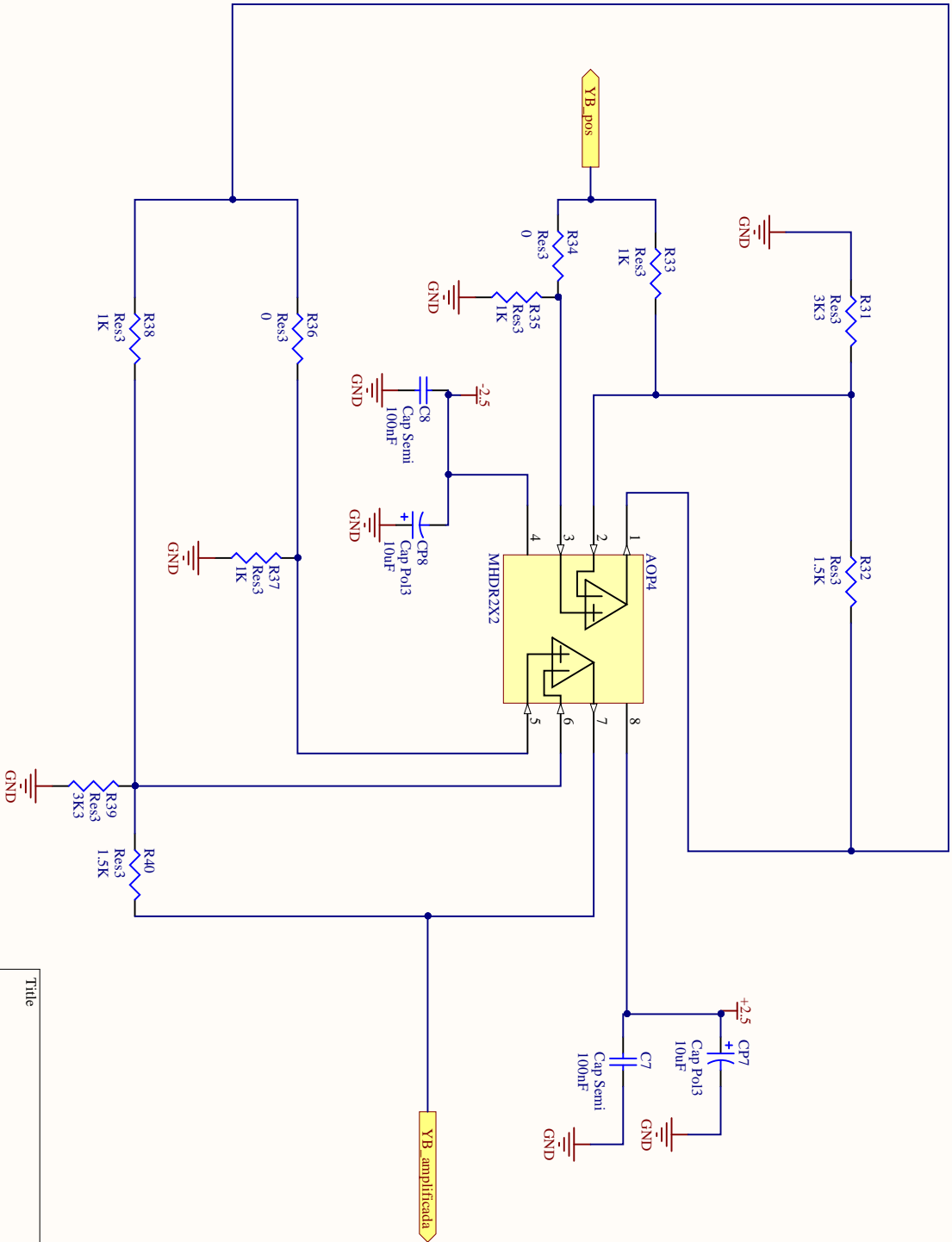
Title			
Size	Number	Revision	
A4			
Date:	21/06/2017	Sheet	of
File:	C:\Users\...1 Señales de entrada.SchDoc	Drawn By:	



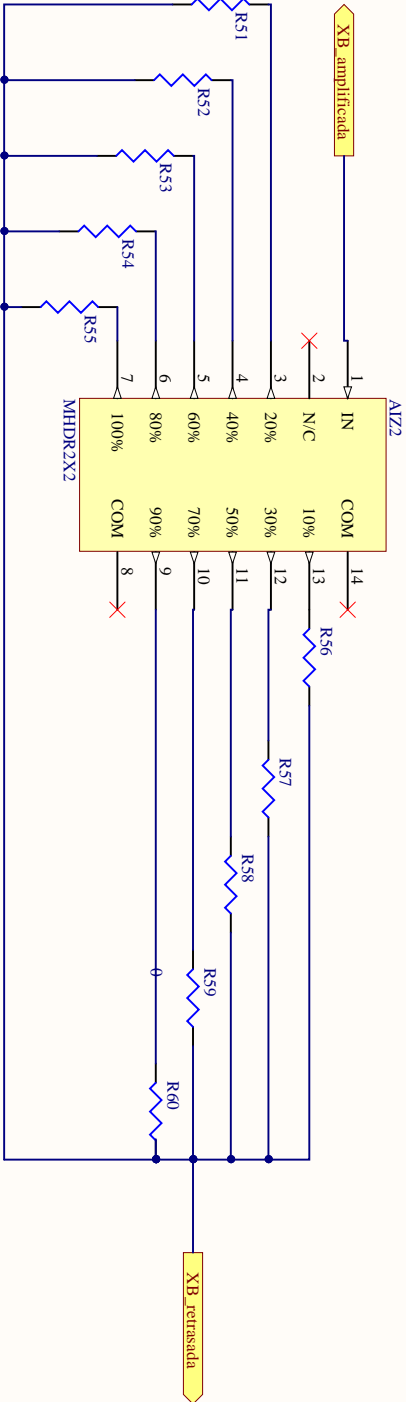
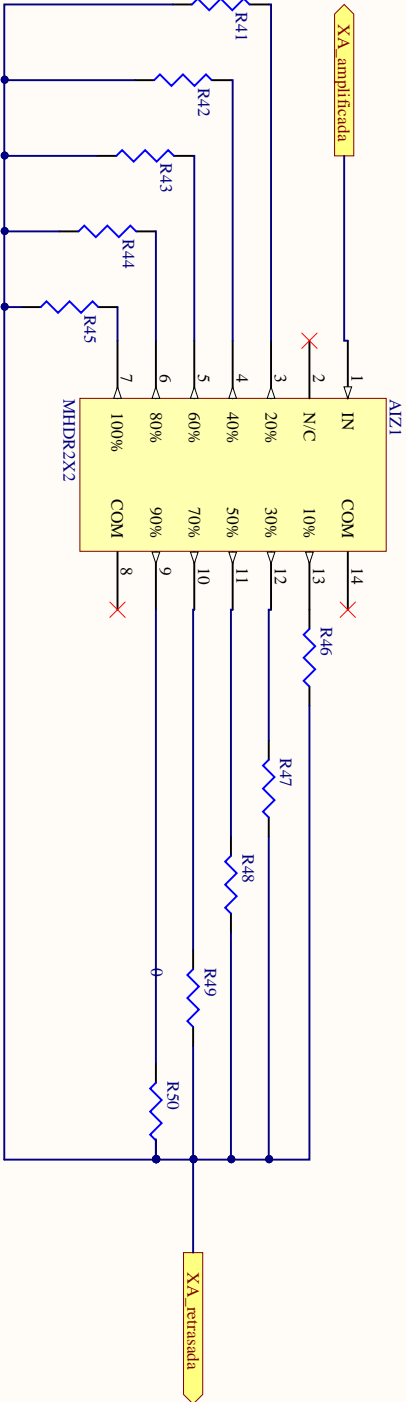
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...2XA Amplification XA.Schp drawn By:	



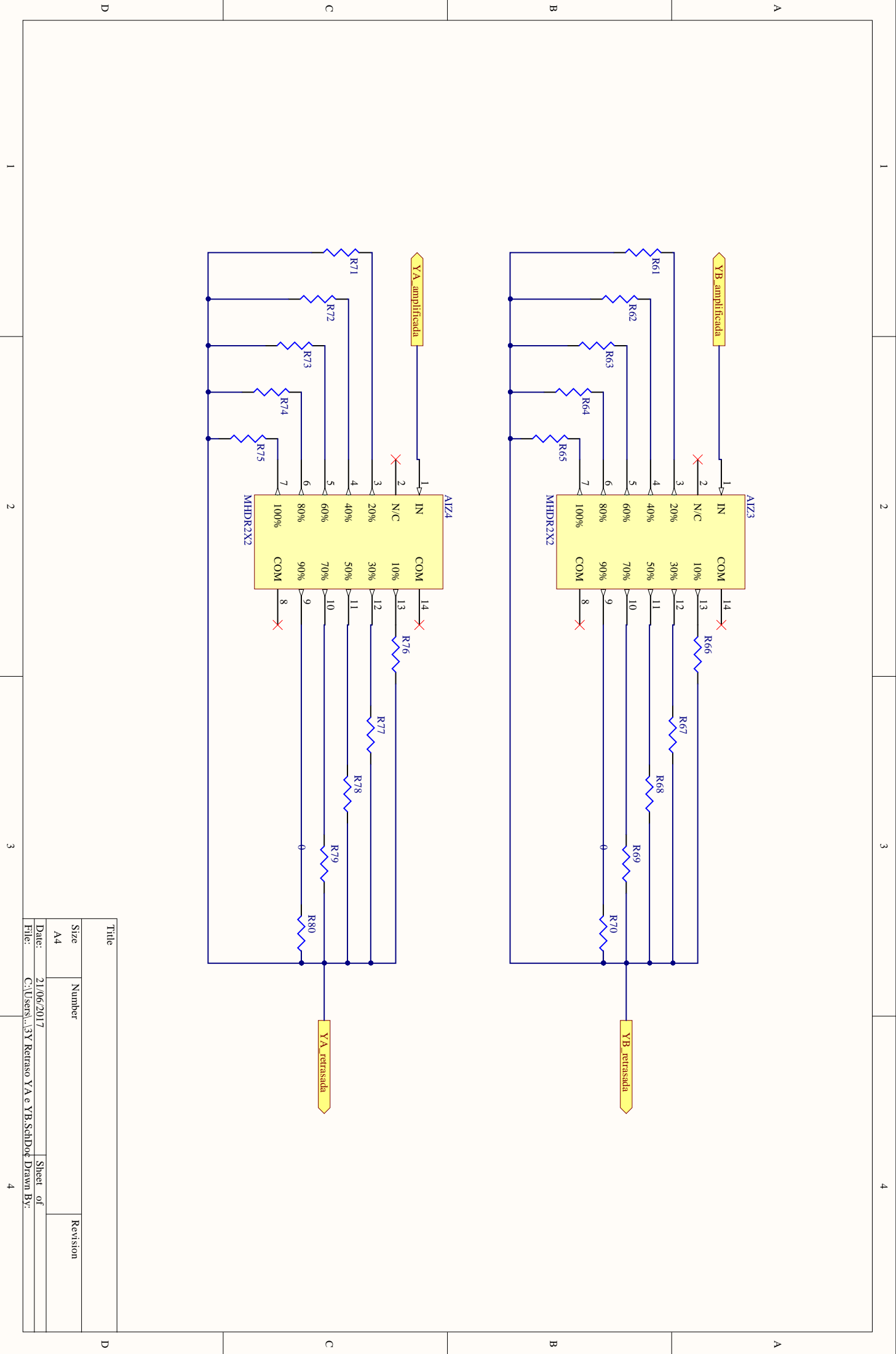
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...12XB Amplificacion XB.Sch\Drawn By:...	



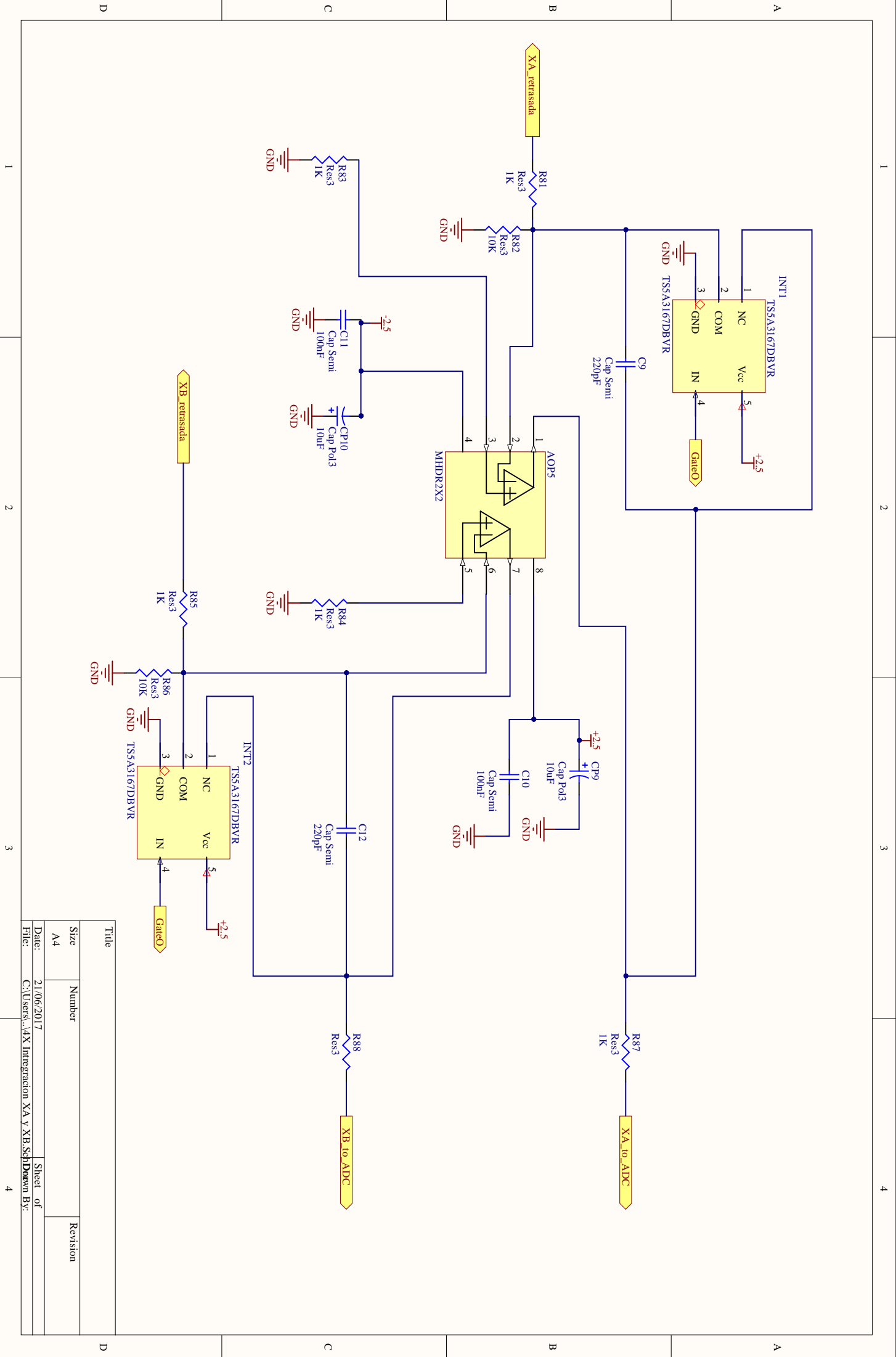
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...12YB Amplificación YB_pos	Sheet of



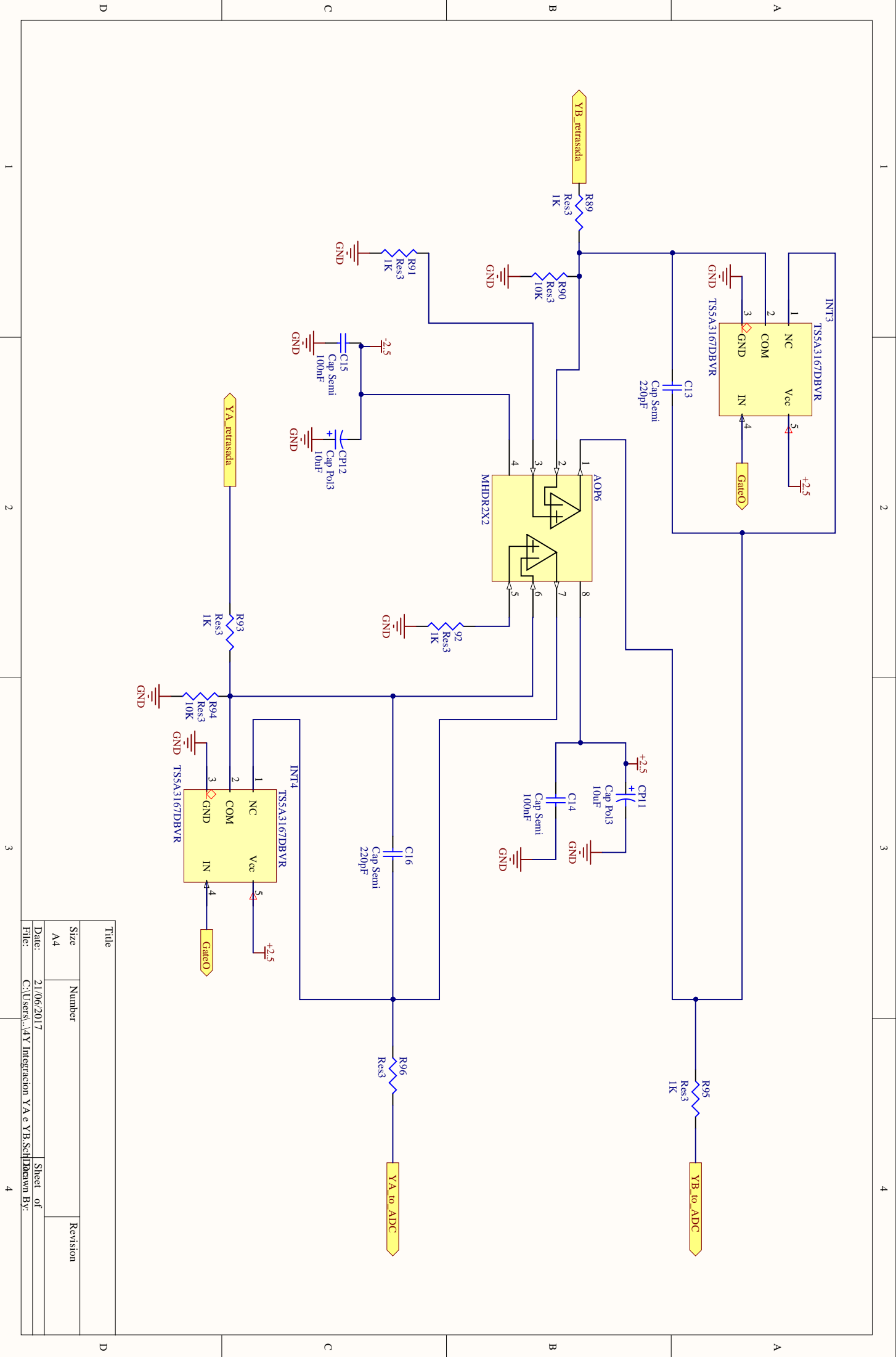
Title			
Size	Number		Revision
A4			
Date:	21/06/2017	Sheet of	
File:	C:\Users\...3X Retraso XA y XB.SchDoc Drawn By:		



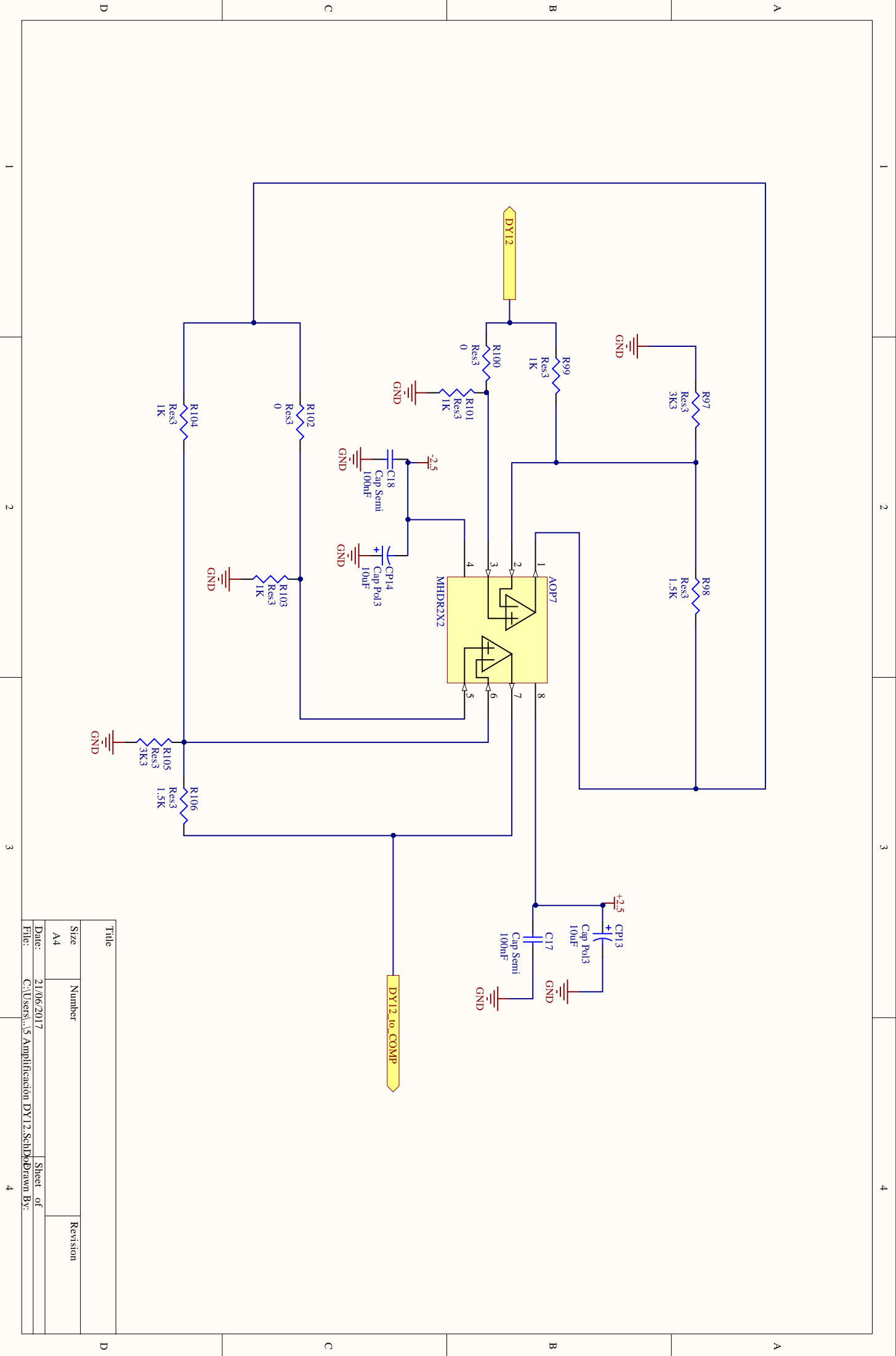
Title			
Size	Number		Revision
A4			
Date:	21/06/2017	Sheet of	
File:	C:\Users\l...3Y Retraso YA e YB.SchDoc Drawn By:		



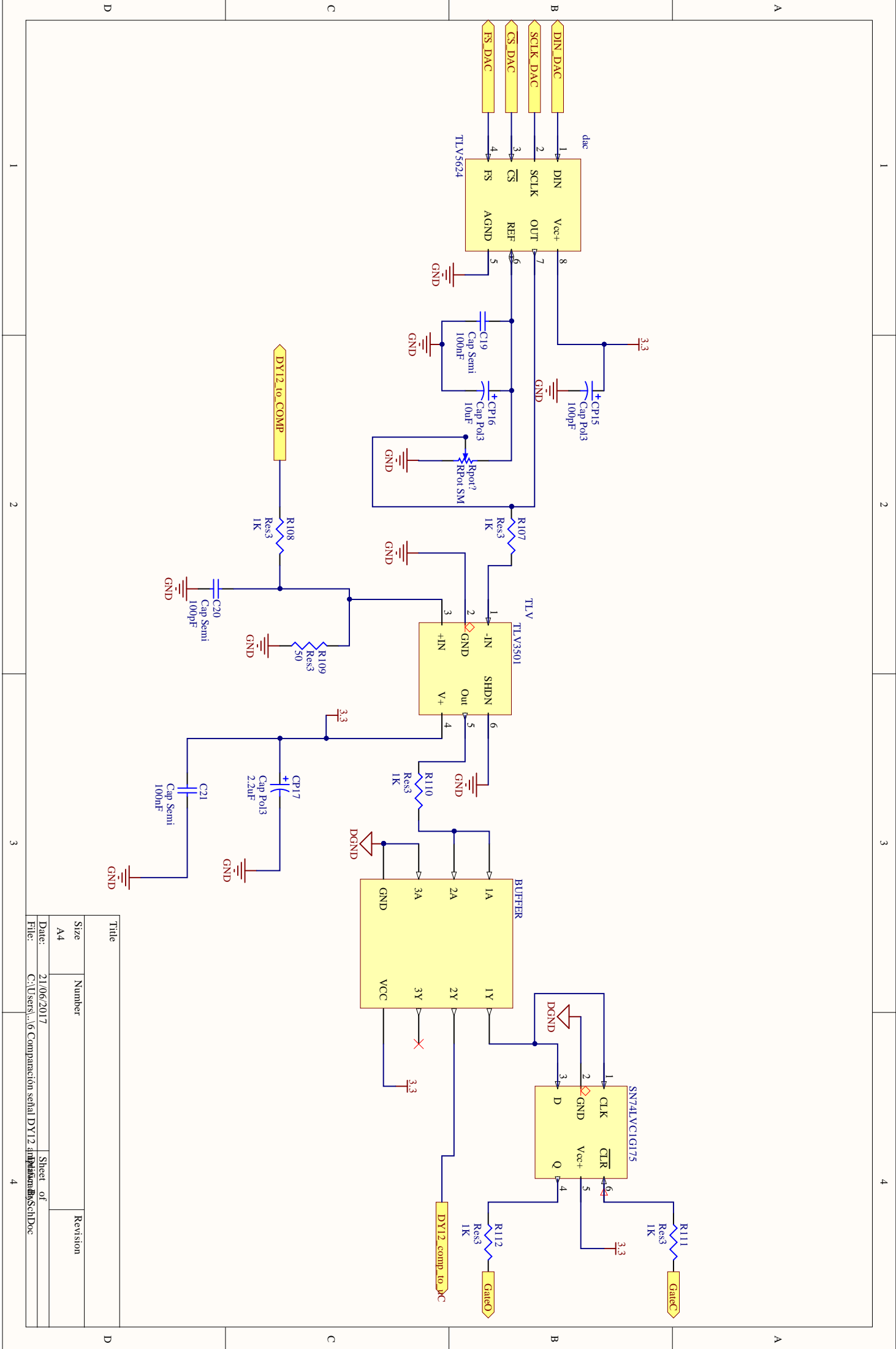
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...4X Integración XA y XB.SchDown By:	



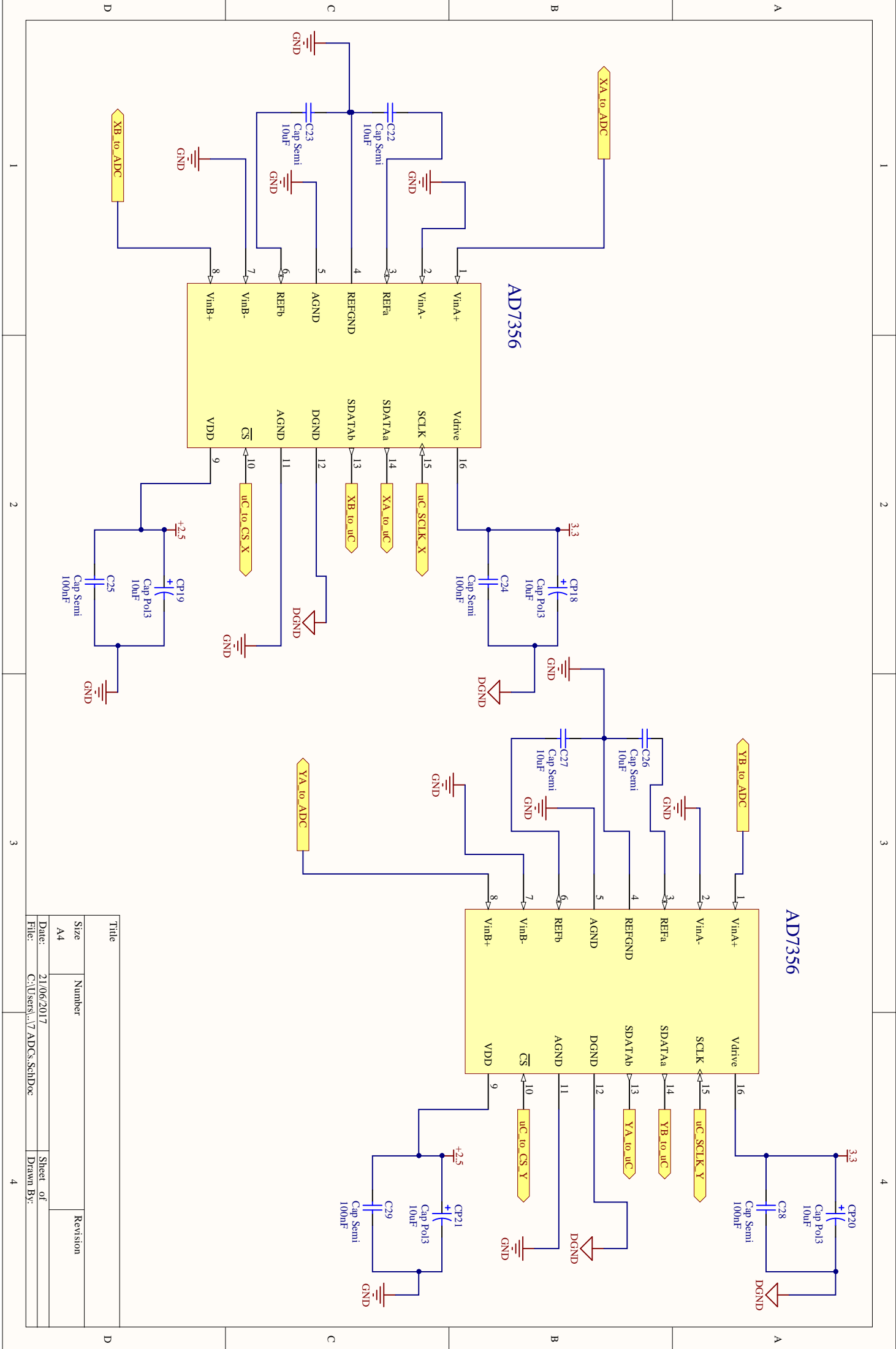
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...4Y Integration YA e YB.SchDrawn By:	



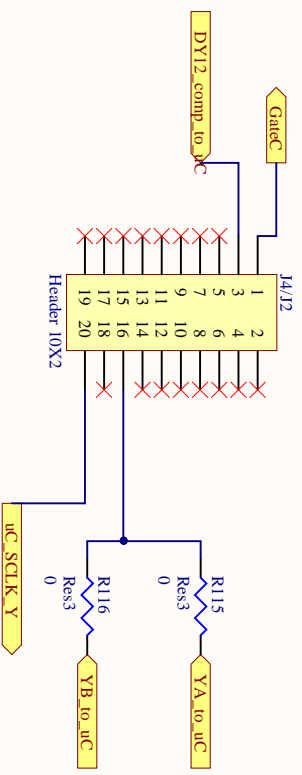
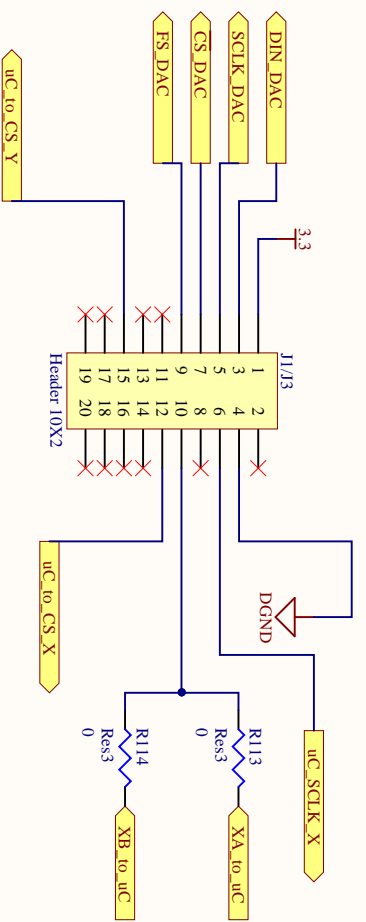
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...5 Amplificación DY12.SchDoc	Drawn By:



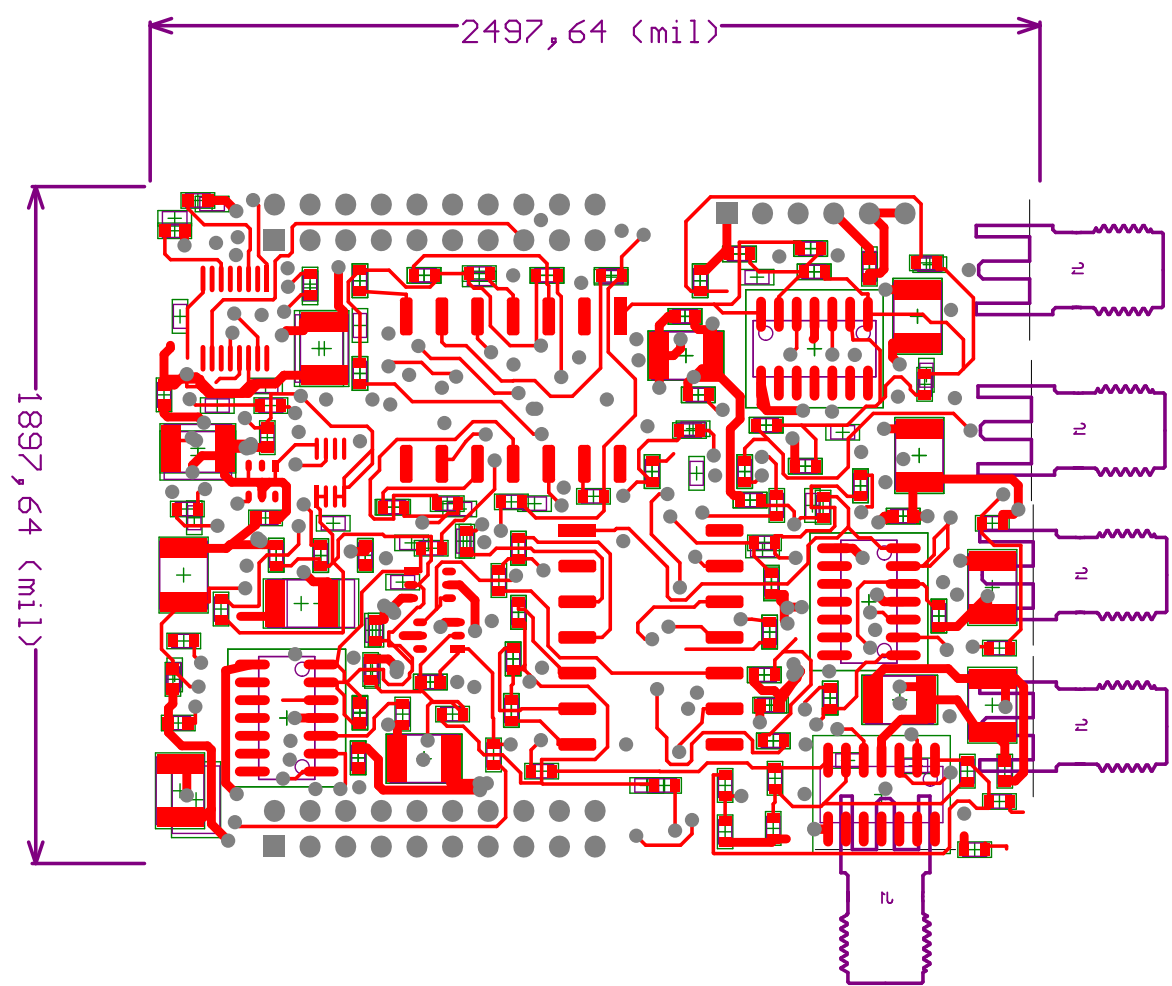
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...6 Comparación serial DY12 aimpulsoSchDoc	

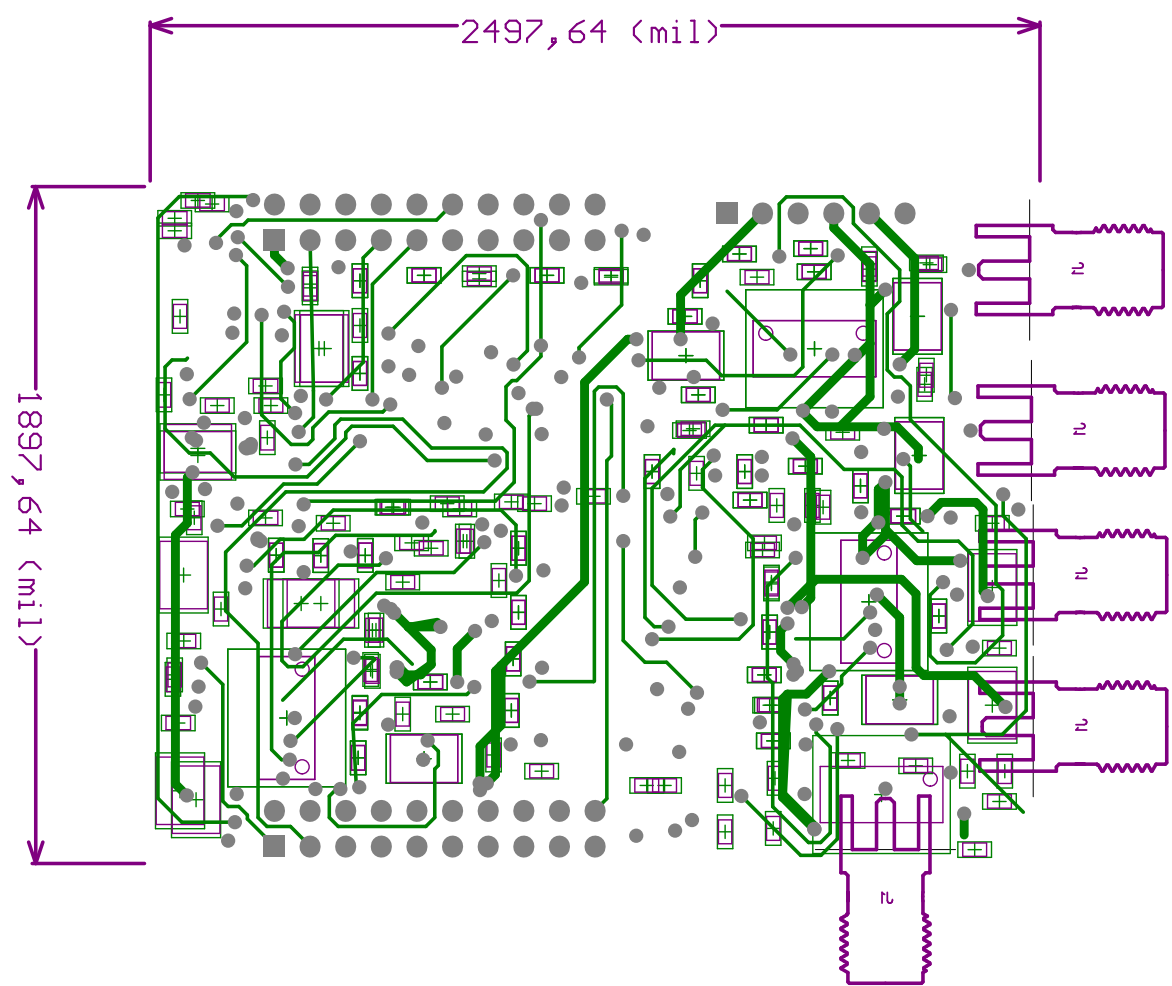


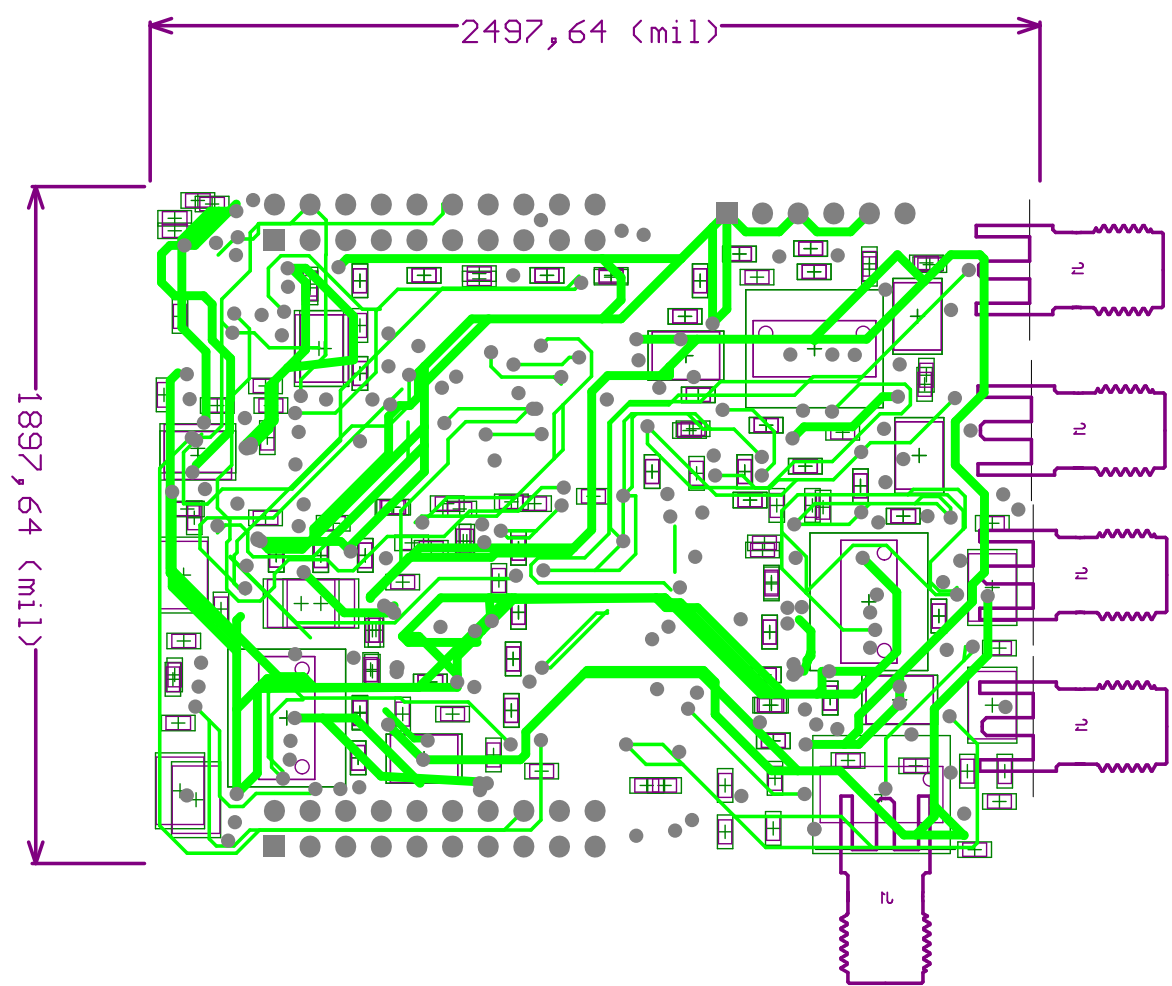
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...7\ADCS_SchDoc	Drawn By:

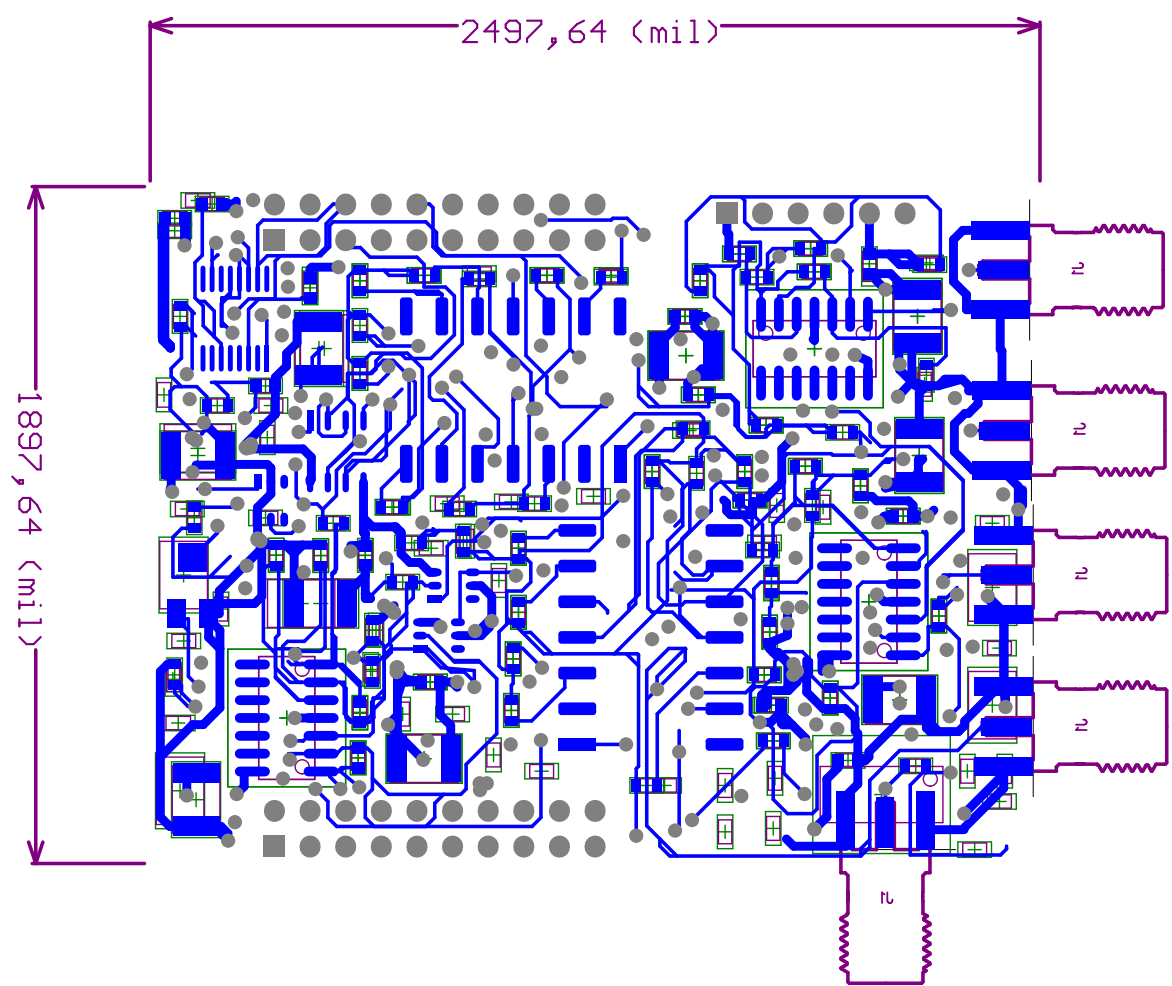


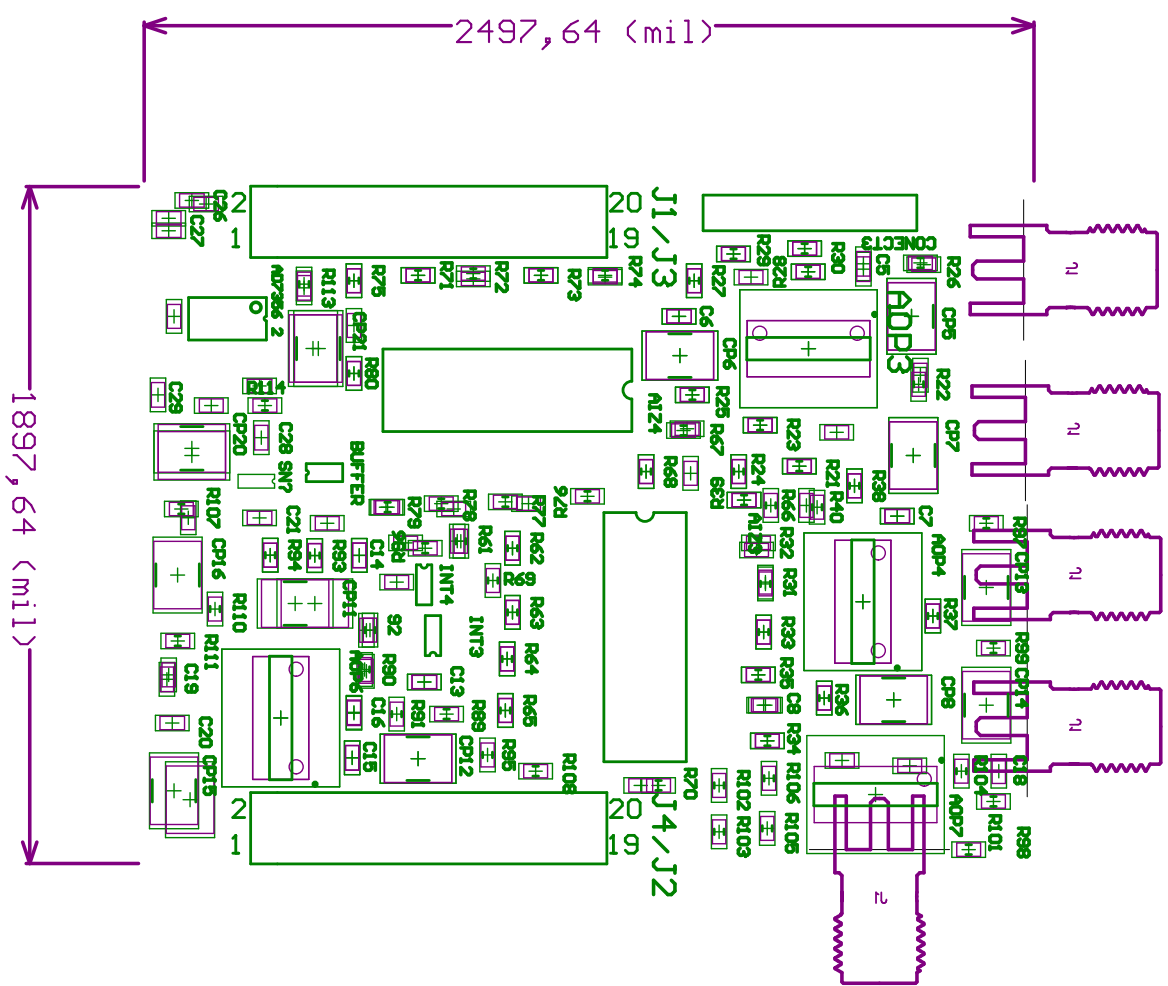
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	21/06/2017	Sheet of
File:	C:\Users\...8 Señales que salen-entran al pin...8.doc	

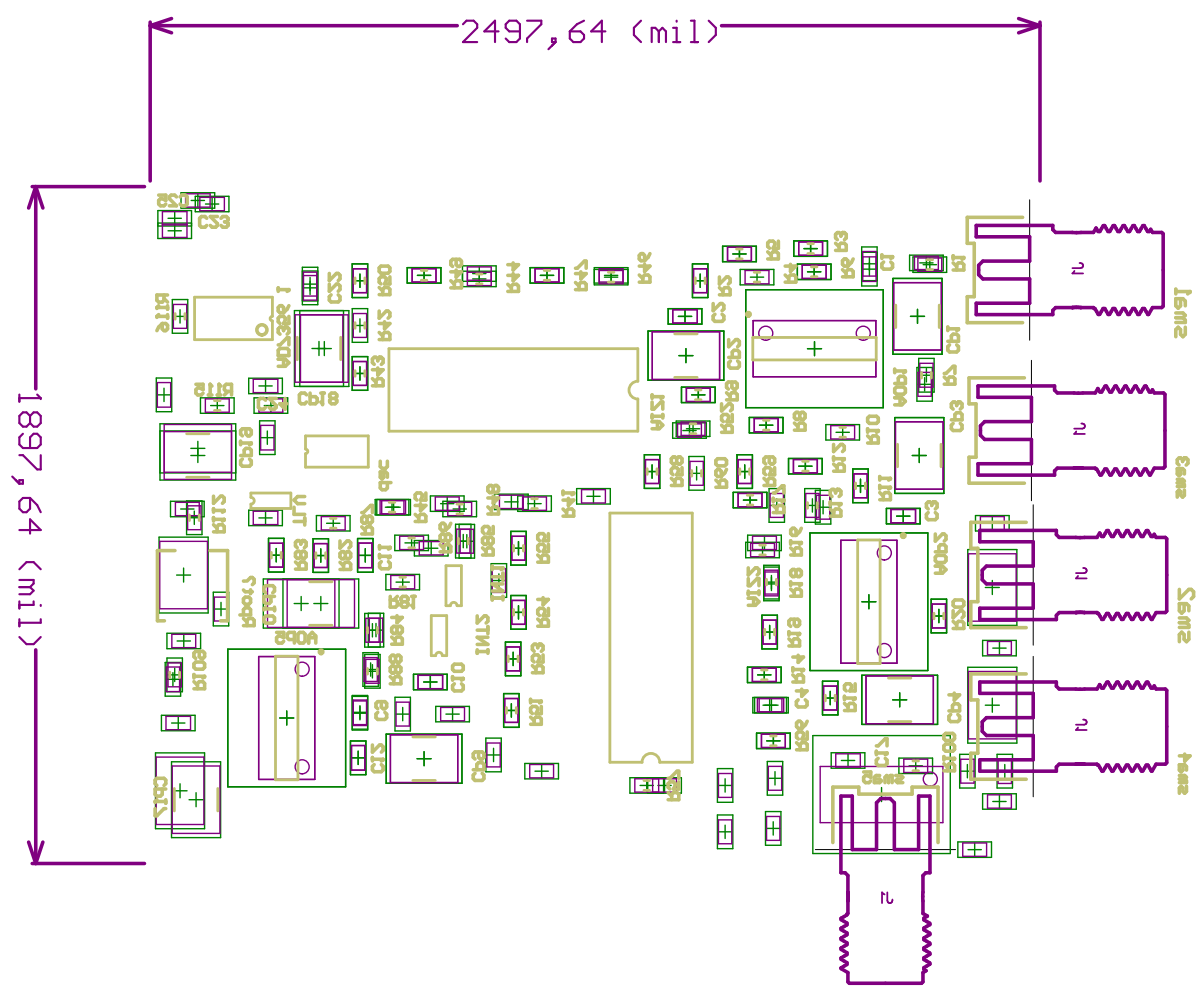


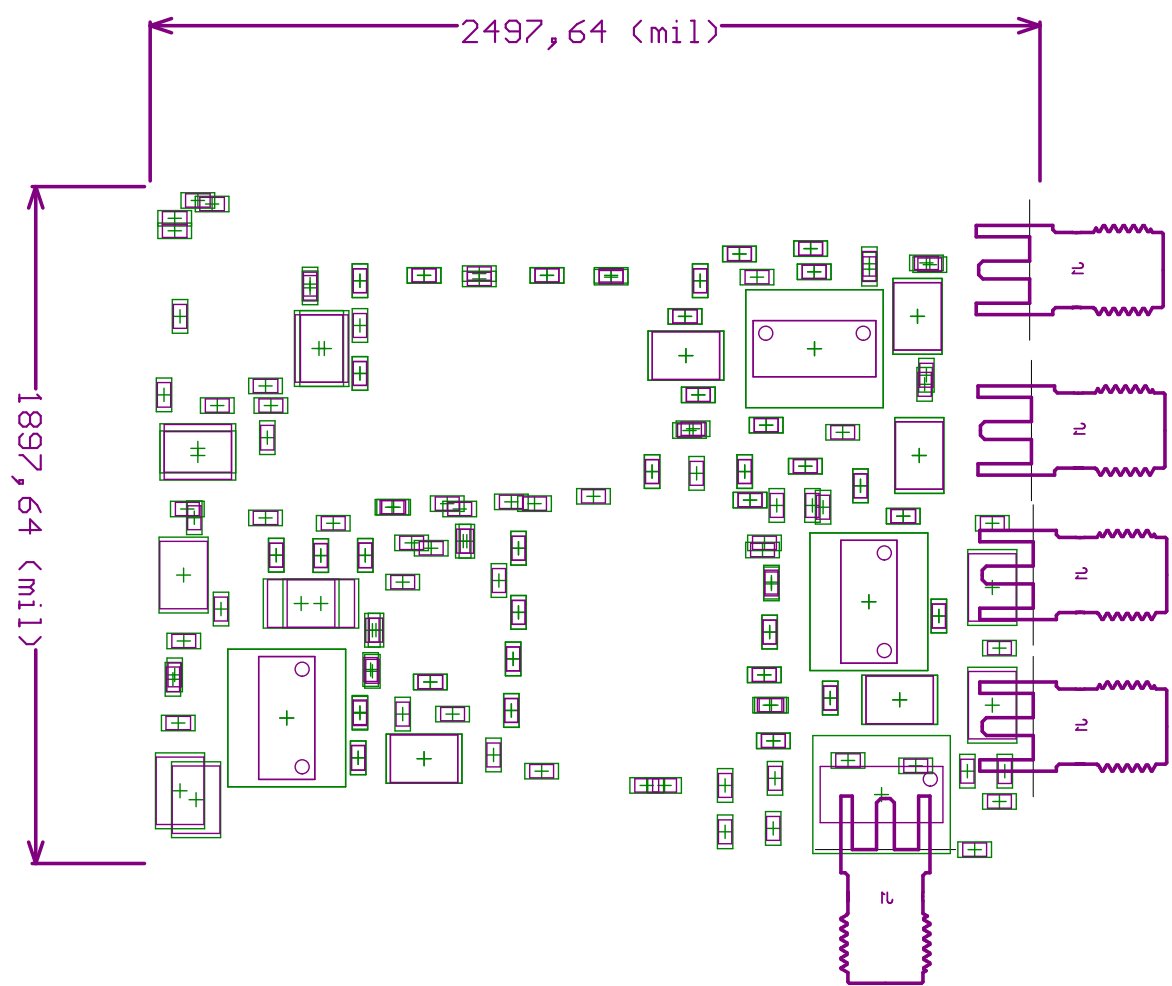


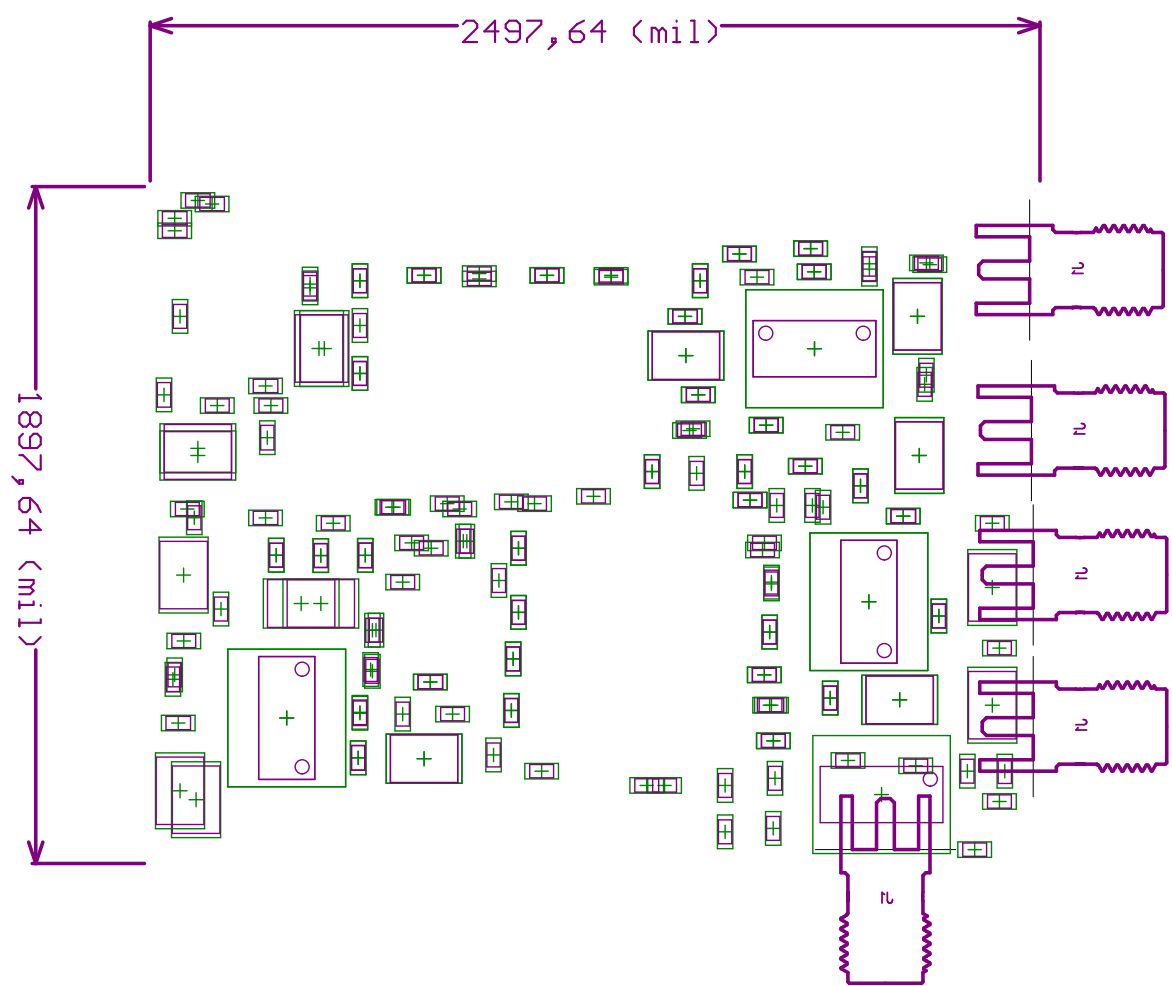


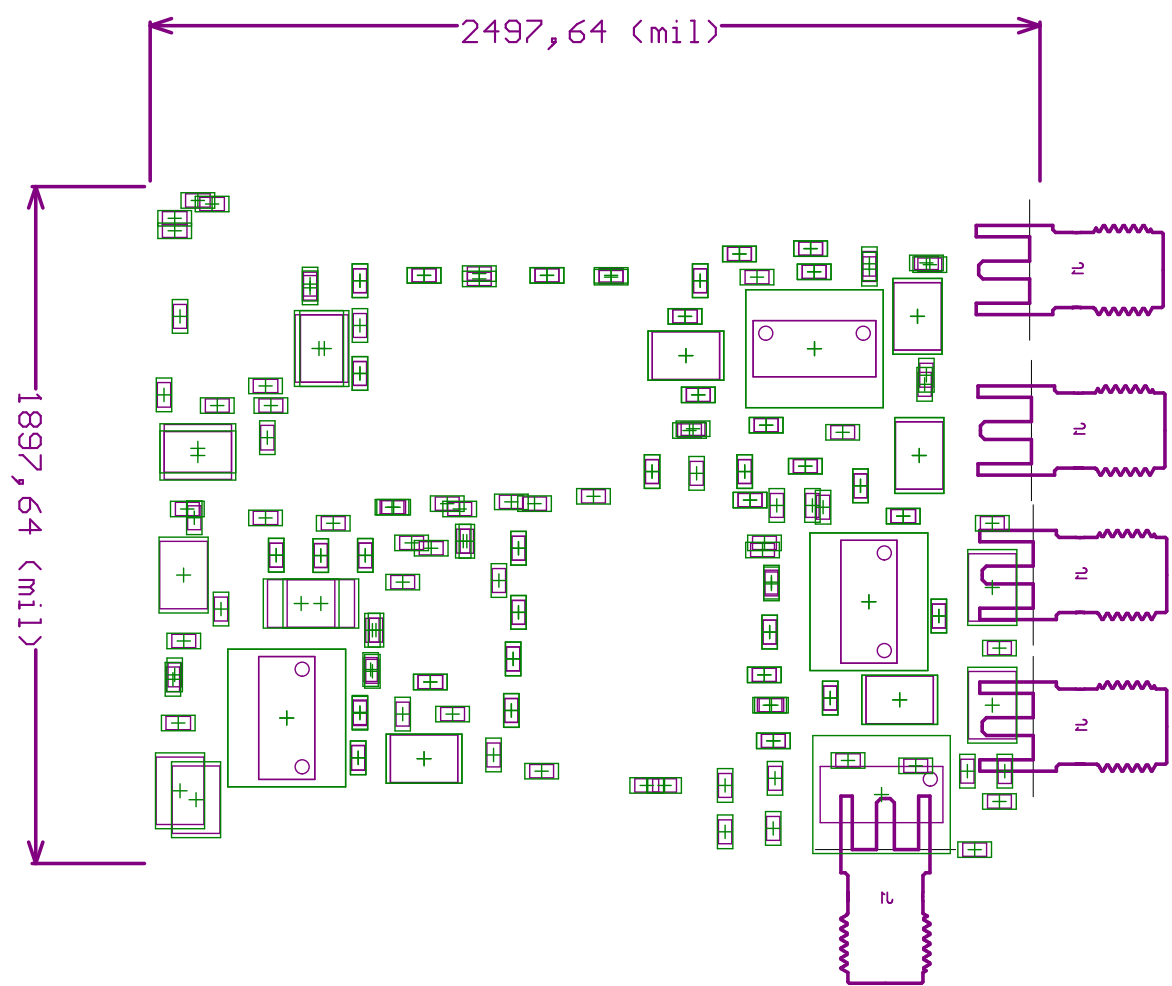


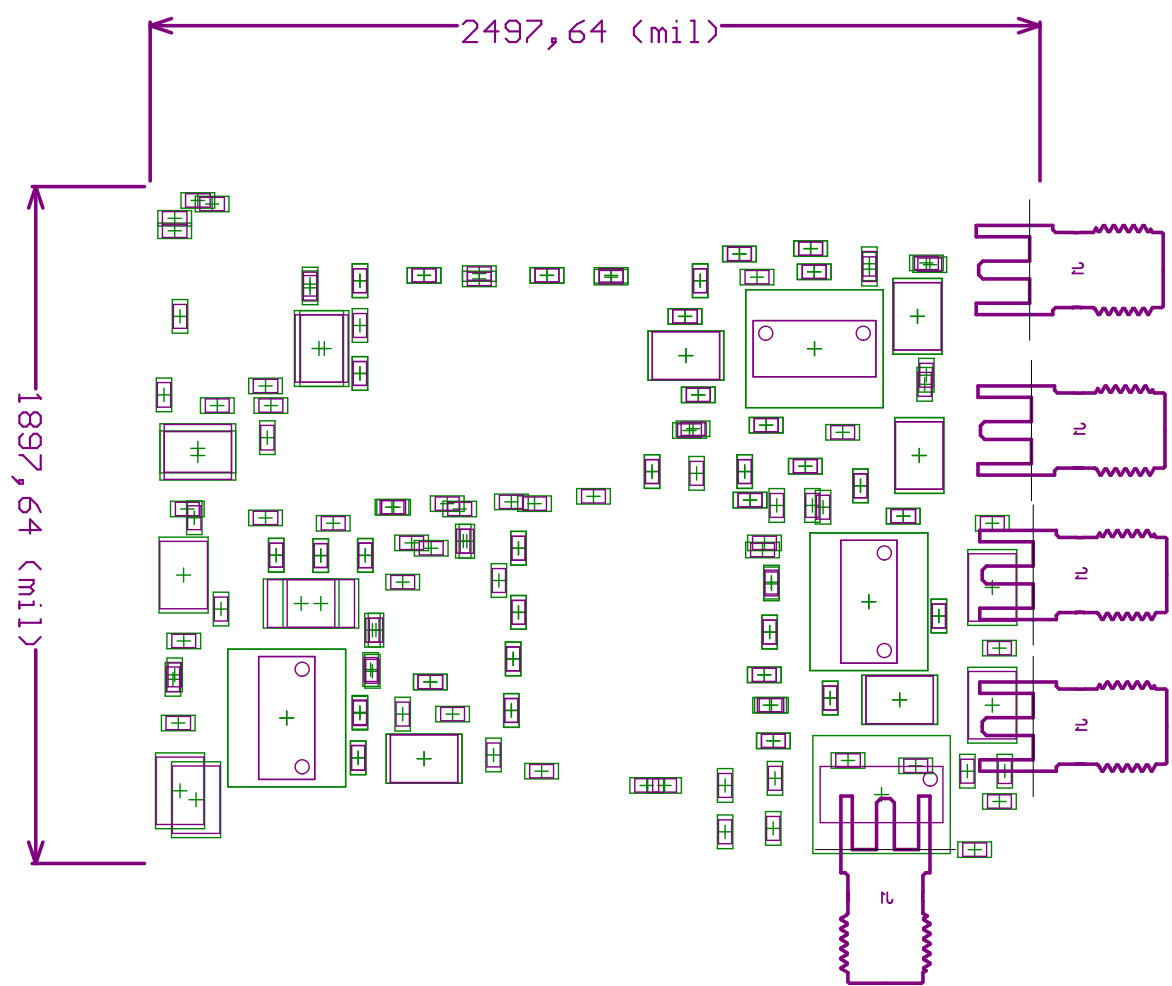


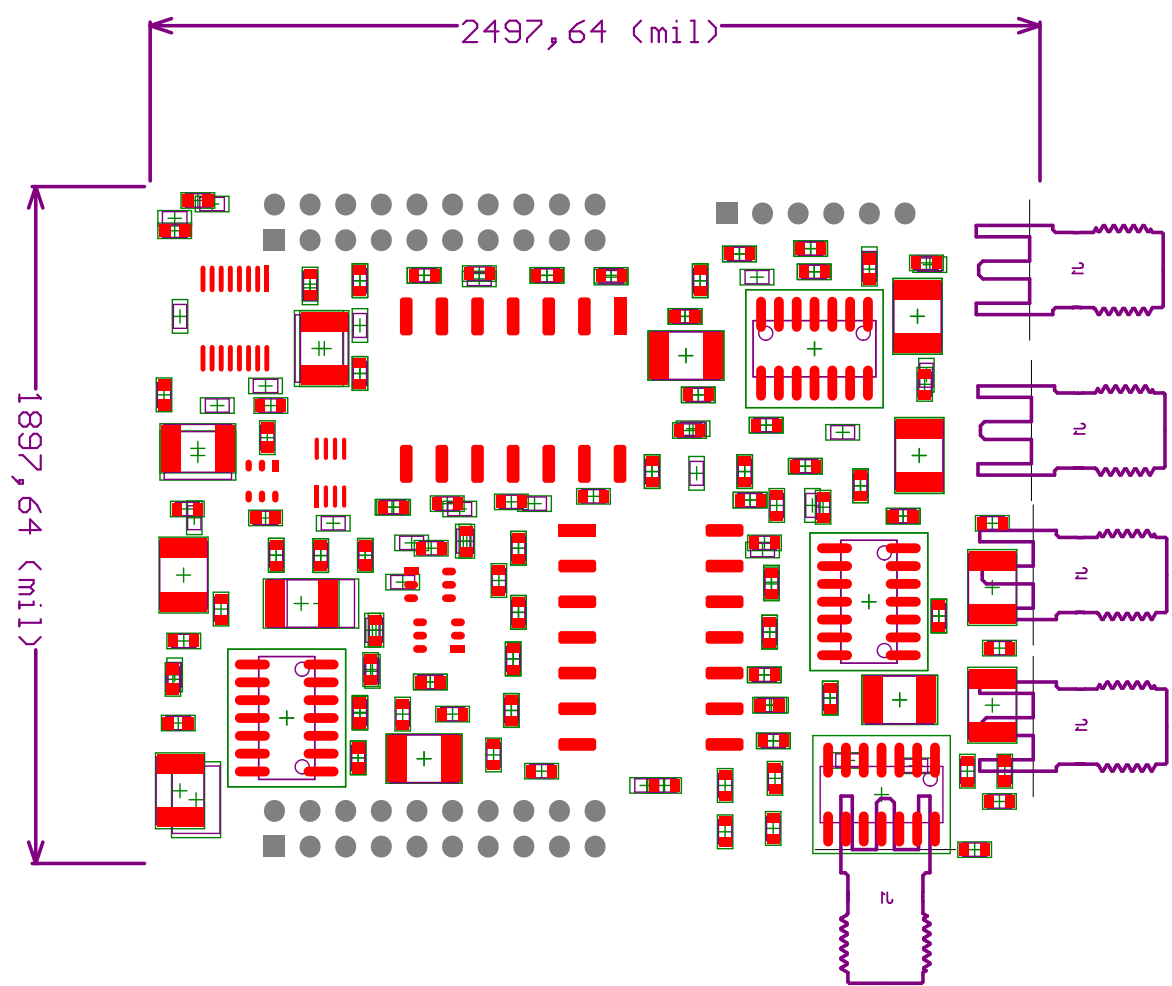


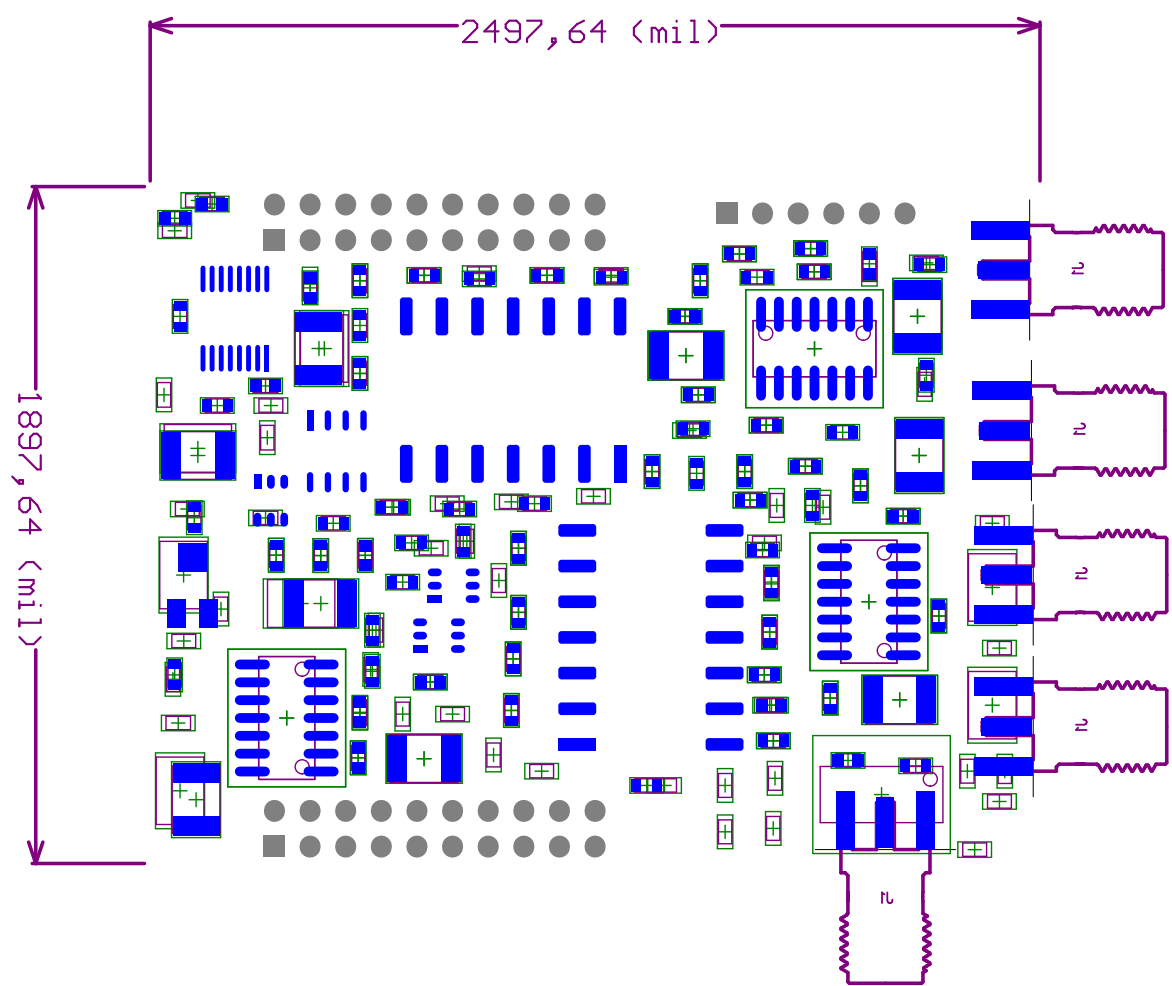


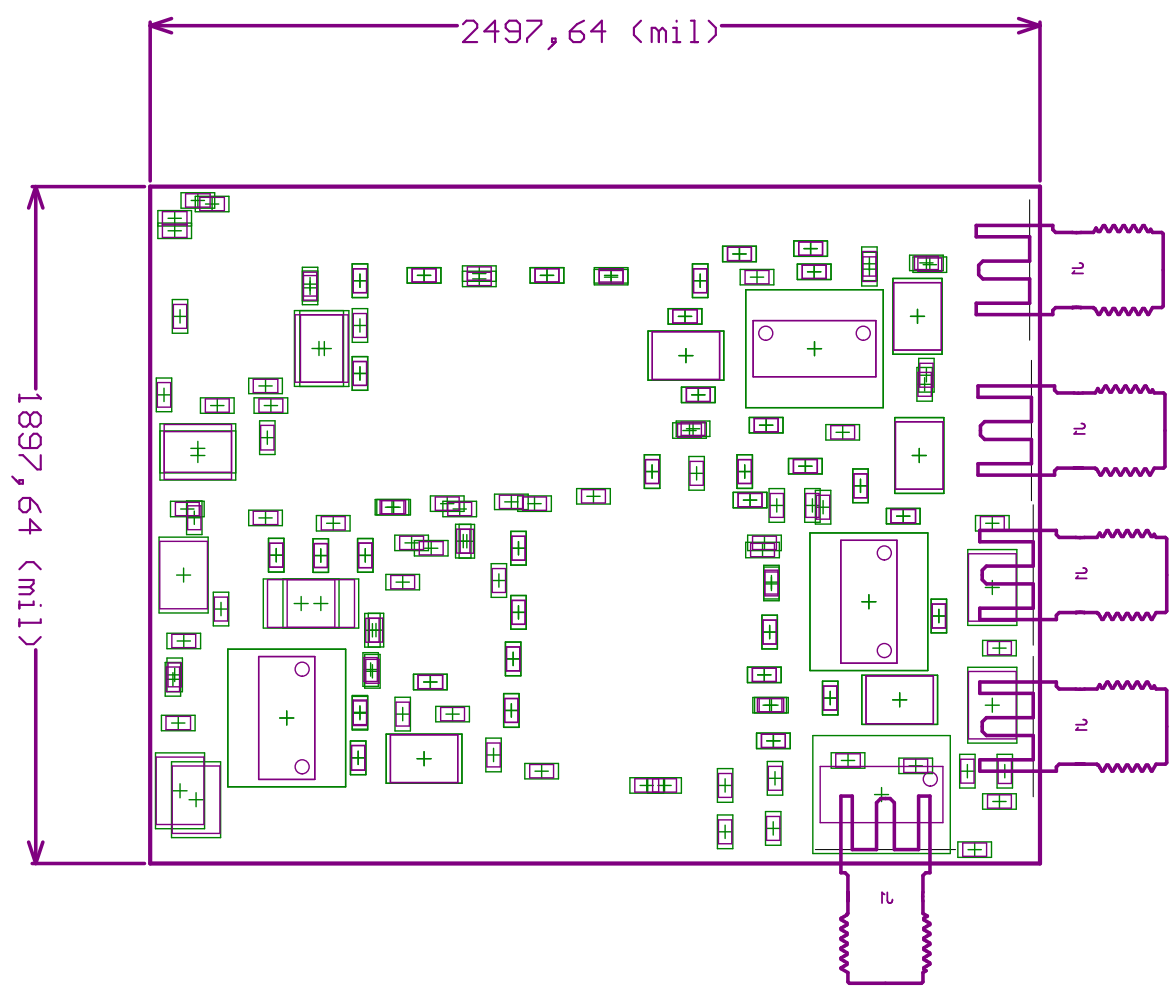


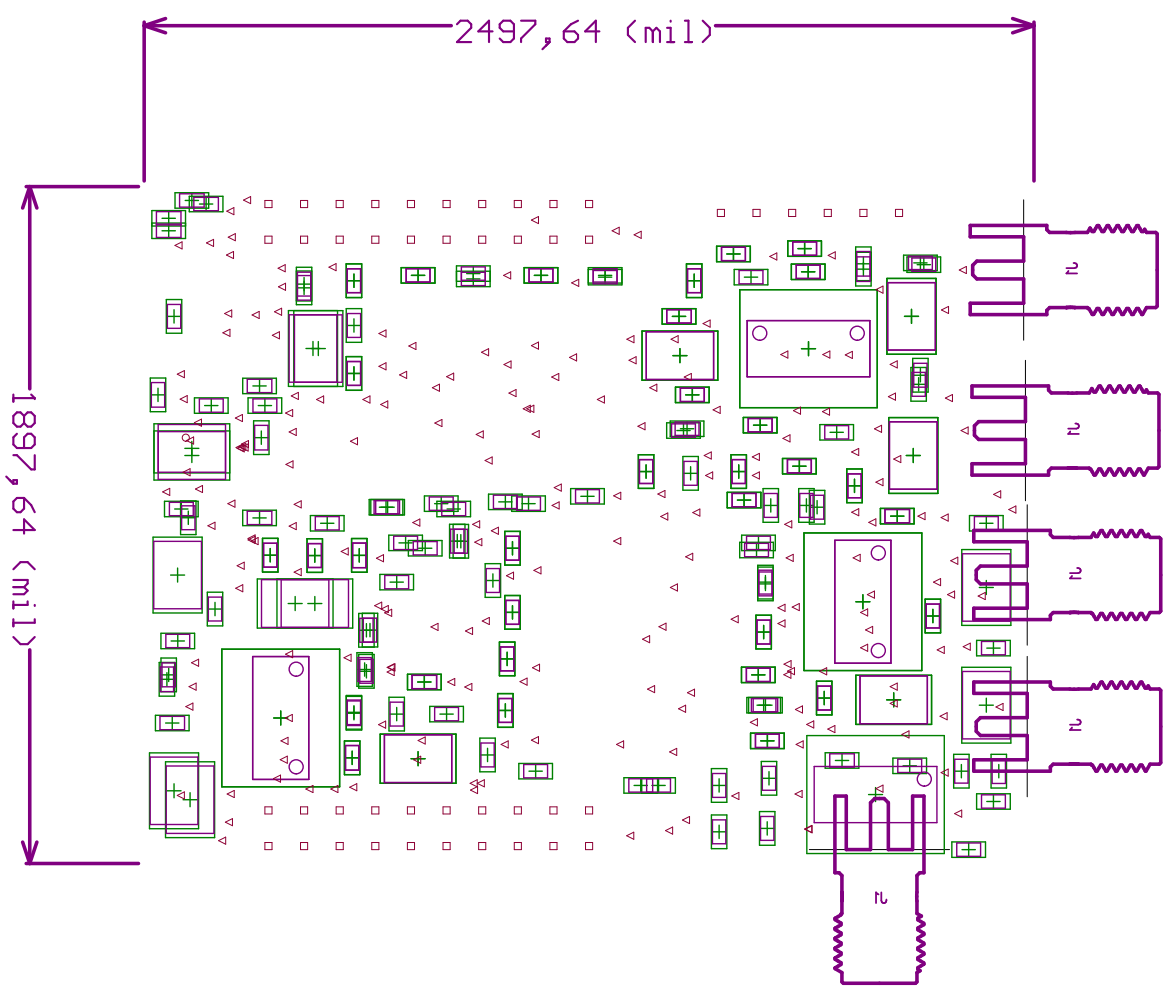






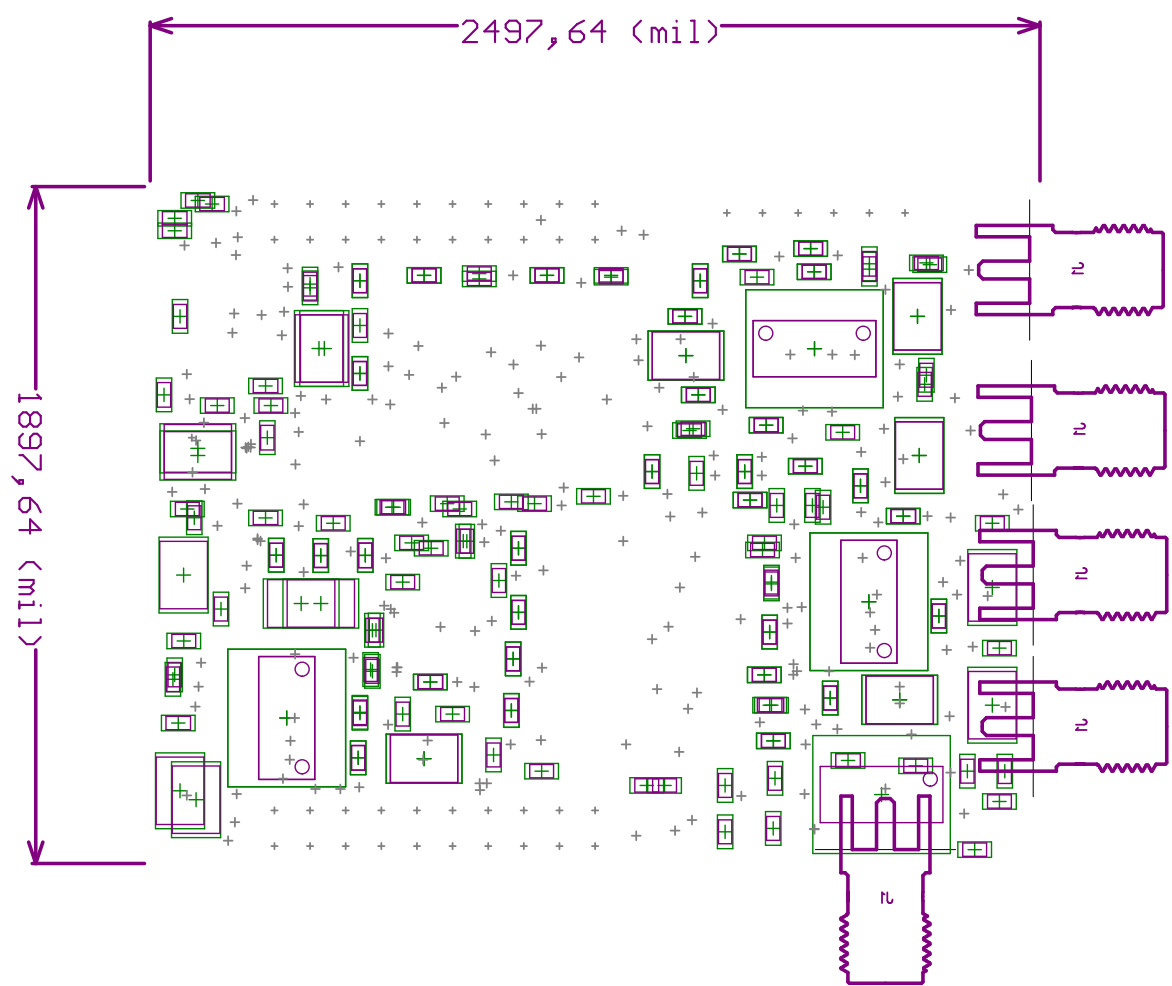






Symbol	Count	Hole Size	Plated	Hole Type
○	1	18,00mil (<0,457mm)	PTH	Round
□	46	35,43mil (<0,900mm)	PTH	Round
▽	208	25,00mil (<0,635mm)	PTH	Round
	255 Total			

Drill Drawing.



Comment	Description	Designator	Footprint	LibRef	Quantity
		92, R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8, R9, R10, R11, R12, R13, R14, R15, R16, R17, R18, R19, R20, R21, R22, R23, R24, R25, R26, R27, R28, R29, R30, R31, R32, R33, R34, R35, R36, R37, R38, R39, R40, R41, R42, R43, R44, R45, R46, R47, R48, R49, R50, R51, R52, R53, R54, R55, R56, R57, R58, R59, R60, R61, R62, R63, R64, R65, R66, R67, R68, R69, R70, R71, R72, R73, R74, R75, R76, R77, R78, R79, R80, R81, R82, R83, R84, R85, R86, R87, R88, R89, R90, R91, R93, R94, R95, R96, R97, R98, R99, R100, R101, R102, R103, R104, R105, R106, R107, R108, R109, R110, R111, R112, R113, R114, R115, R116			116
Res3	Resistor	R116	J1-0603	Res3	
ADC	Header, 2-Pin, Dual row	AD7356 1, AD7356 2	AD7356	AD7356	2
MHDR2X2	Header, 2-Pin, Dual row	AIZ1, AIZ2, AIZ3, AIZ4	AIZ-1505	AIZ-1505	4
MHDR2X2	Header, 2-Pin, Dual row	AOP1, AOP2, AOP3, AOP4, AOP5, AOP6, AOP7	OAP2690	OPA2690	7
triple buffer	triple buffer	BUFFER	SN74LVC3G17	SN74LVC3G17	1
		C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, C9, C10, C11, C12, C13, C14, C15, C16, C17, C18, C19, C20, C21, C22, C23, C24, C25, C26, C27, C28, C29			
Cap Semi	Capacitor (Semiconductor SIM Model)		160810603J	Cap Semi	29
Header 6	Header, 6-Pin	CONNECT3	HDR1X6	Header 6	1
		CP1, CP2, CP3, CP4, CP5, CP6, CP7, CP8, CP9, CP10, CP11, CP12, CP13, CP14, CP15, CP16, CP17, CP18, CP19, CP20, CP21			
Cap Pol3	Polarized Capacitor (Surface Mount)		1812	Cap Pol3	21
TLV5624		dac	TLV5624C	TLV5624	1
TSSA3167DBVR		INT1, INT2, INT3, INT4	TLV3501	TSSA3167DBVR	4
Header 10X2	Header, 10-Pin, Dual row	J1/J3, J4/J2	HDR2X10	Header 10X2	2
RPot SM	Square Trimming Potentiometer	RPot7	POT4MM-2	RPot SM	1
sma connector		sma1, sma2, sma3, sma4, sma5	SMA	sma connector	5
flip flop		SN7	SN74LVC1G175	SN74LVC1G175	1
comparador		TLV	TLV3501	TLV3501	1